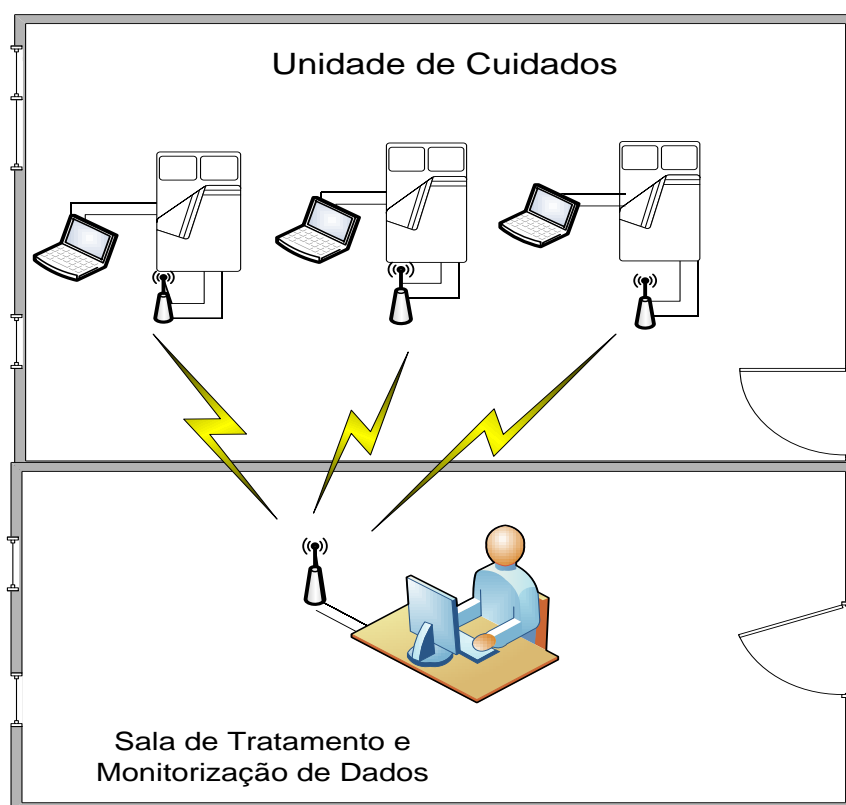




Universidade da Madeira  
Centro de Competência de Ciências Exactas e da Engenharia

## Sistema Automático de Prevenção de Úlceras por Pressão



Carla Licínia Andrade dos Santos

Orientador: Professor Doutor Joaquim Amândio Rodrigues Azevedo

Novembro 2009





Universidade da Madeira  
Centro de Competência de Ciências Exactas e da Engenharia

## **Sistema Automático de Prevenção de Úlceras por Pressão**

Carla Licínia Andrade dos Santos

Dissertação submetida à Universidade da Madeira para a obtenção do  
Grau de Mestre em Engenharia de Telecomunicações e Redes

Orientador: Professor Doutor Joaquim Amândio Rodrigues Azevedo

Novembro 2009





## Dedicatória

*A Deus.*

*Aos meus avós.*

*À minha família por todo o apoio e compreensão.*



## Agradecimentos

Ao Professor Doutor Joaquim Amândio Rodrigues Azevedo, meu orientador, pelo voto de confiança, dedicação e paciência que me ajudou a ultrapassar momentos difíceis.

Aos meus Pais e aos meus Irmãos, agradeço pelo amor incondicional, pelo apoio e a coragem que sempre me transmitiram.

Por último, mas não menos importante, agradeço aos meus amigos, colegas de curso Darío Baptista, Maurício Rodrigues, Tiago Braga, Filipe Santos, Leonardo Correia, Adrian Ocneanu, Luís Aguiar e a todos os professores que comigo partilharam os seus conhecimentos.



## Resumo

As úlceras por pressão são um problema de saúde pública que tem vindo a centrar a atenção da comunidade científica da área da saúde. Em consonância, a prevenção constitui um aspecto fulcral do seu controlo.

Esta dissertação centra-se na prevenção deste flagelo, desenvolvendo *um protótipo para estudo da prevenção das úlceras por pressão através de sistemas de sensores*.

Um olhar sobre a temperatura corporal e a pressão, enquanto factores etiológicos, levou à construção de um sistema de monitorização destas variáveis.

O sistema de monitorização é constituído pela matriz de sensores, pelo circuito de aquisição de dados da matriz, por um microcontrolador que percorre cada um dos nós da matriz, por um sistema de transmissão sem fios e um *software* de visualização dos dados da matriz.

A matriz de sensores, aplicada numa superfície de contacto, cadeira ou cama, está associada a um computador e a um nó sensor sem fios, para que a informação relativa a cada doente possa ser visualizada local e remotamente. Local, porque os dados de temperatura e pressão podem ser acedidos na unidade de cuidados e remotamente, pois a informação enviada sem fios através de um nó *XBee*, pode ser acedida num computador central, noutra sala, permitindo a monitorização, interpretação e registo dos dados.

São apresentadas, neste trabalho, as matrizes de temperatura, uma com 64 sensores (8x8), que serviu de base à construção do circuito de aquisição de dados, outra com 256 sensores (16x16) de temperatura e ainda uma matriz de pressão. Para a matriz de sensores de pressão de 16x16, foram construídos manualmente cada um dos 256 sensores.

Foi criado o *software* de visualização dos dados, obtidos da matriz, utilizando o *MatLab*, através do qual o utilizador final do sistema poderá aceder aos dados gráfica e numericamente.

A aplicação do sistema desenvolvido permitirá medir, em situação de contacto, as alterações da temperatura da pele e pressão, factores estes associados à detecção precoce de úlceras de pressão.

## Palavras-Chave:

Matriz, Sensor, Pressão, Temperatura, Úlceras

# Abstract

Pressure Ulcers are considered a health public issue, which has been studied and focused by scientific community in health care. In consonance, prevention is a crucial aspect.

In this dissertation we lean on the prevention of this scourge, by the development of an automatic system of alarm/detection of pressure ulcers.

A look at the body temperature and pressure, as etiological factors, led us to develop a monitoring system for these variables.

The monitoring system consists of a sensor matrix, an acquisition data circuit, by a microcontroller that reads data from each sensor of the matrix, by a transmission wireless system and visualization *software*.

The matrices sensors applied on a contact surface, a chair or a bed. Each prototype is connected to a computer and a wireless transmission module, this allows that information of each patient can be visualized local and remotely. Local, because pressure and temperature data can be in patient room, and remotely since the information is also sent through an XBee wireless module, to a central computer, in another room, where data can be viewed, processed and saved.

In this work, are presented, two temperature sensor matrixes, one with 64 sensors (8x8), with which was build the data acquisition electric circuit, another with 256 temperature sensors (16x16) and a 16x16 pressure sensor matrix. For pressure sensor matrix, each of the 256 was build manually.

We implemented the matrices data visualization tool using the high level language *Matlab*. Throughout, the user of the system can access to graphical and numerical data.

The application of the developed system will allow confirming the temperature and pressure changes, factors that are associated in premature detection of pressure ulcer.

## Keywords:

Matrix, Sensor, Pressure, Temperature, Ulcer.

# Índice

|   |      |
|---|------|
| Dedicatória.....  | ii   |
| Agradecimentos.....   | iv   |
| Resumo.....   | v    |
| Abstract.....   | vi   |
| Índice de Figuras.....  | ix   |
| Índice de Tabelas.....  | xii  |
| Lista de Acrónimos.....                                       | xiii |
| 1 Introdução.....   | 1    |
| 1.1 Motivação.....  | 2    |
| 1.2 Objectivos.....   | 2    |
| 1.3 Estrutura da Dissertação.....                             | 3    |
| 2 Úlceras por Pressão.....                                    | 4    |
| 2.1 Factores que levam ao desenvolvimento das UPP.....        | 6    |
| 2.1.1 Factores intrínsecos.....                               | 10   |
| 2.1.2 Factores extrínsecos.....                               | 11   |
| 2.2 Como prevenir UPP.....                                    | 16   |
| 2.3 Relação das Úlceras de Pressão com a Temperatura.....     | 17   |
| 3 Sensores e Matrizes de Sensores.....                        | 21   |
| 3.1 Sensores de Temperatura.....                              | 21   |
| 3.1.1 Termistores.....  | 21   |
| 3.1.2 Sensor DermaTherm.....                                  | 25   |
| 3.1.3 Sensor <i>LilyPad</i> .....                             | 25   |
| 3.2 Sensores de Pressão.....                                  | 26   |
| 3.2.1 Sensores Capacitivos.....                               | 26   |
| 3.2.2 Sensores Piezoresistivos.....                           | 27   |
| 3.2.3 Sensores Resistivos.....                                | 29   |
| 3.2.4 Tipos de sensores de pressão existentes no mercado..... | 30   |
| 3.3 Matrizes de Sensores.....                                 | 31   |
| 3.3.1 Sensor de Pressão Flexível.....                         | 31   |
| 3.3.2 Circuitos de Aquisição de Dados das Matrizes.....       | 32   |
| 3.4 Sistemas Sensores de Pressão / Temperatura.....           | 36   |
| 3.4.1 Projecto MEDTEX.....                                    | 36   |
| 3.4.2 Pressão.....  | 37   |
| 3.4.3 Pressão e Temperatura.....                              | 38   |
| 3.5 Sistemas Comerciais.....                                  | 39   |
| 3.5.1 Temperatura.....  | 39   |
| 3.5.2 Pressão.....  | 41   |

|       |   |     |
|-------|---|-----|
| 4     | Sistema Desenvolvido.....   | 44  |
| 4.1   | Medição de Temperatura através de um Termistor .....  | 44  |
| 4.2   | Matriz de Temperatura 8x8 .....   | 47  |
| 4.3   | Matriz de Temperatura 16x16 .....   | 52  |
| 4.4   | Estudo de Sensores de Pressão Piezoresistivos .....   | 54  |
| 4.4.1 | Sensores de Papel Impregnado.....   | 54  |
| 4.4.2 | Construção dos Sensores de Pressão Piezoresistivos .....  | 55  |
| 4.4.3 | Calibração.....   | 60  |
| 4.5   | Matriz de Pressão 16x16 .....   | 63  |
| 4.6   | Diagrama de Blocos do Sistema Final .....   | 65  |
| 5     | Controlo e Visualização de Resultados.....  | 71  |
| 5.1   | Microcontrolador .....  | 71  |
| 5.2   | Nós X-Bee.....  | 74  |
| 5.3   | <i>Matlab</i> .....   | 76  |
| 5.4   | Visualização de Resultados .....  | 78  |
| 6     | Conclusões e Trabalhos Futuros .....  | 82  |
| 6.1   | Conclusões .....  | 82  |
| 6.2   | Trabalhos Futuros .....   | 83  |
| 7     | Referências .....   | 84  |
|       | Anexo A – Tabela dos Valores de Tensão em Função da Variação da Temperatura do Termistor .....          | 90  |
|       | Anexo B – Circuito de Aquisição de Dados da Matriz de Temperatura 8x8.....                              | 91  |
|       | Anexo C – Tabela de Valores de Resistência do 8º Sensor da 8ª Coluna de Cobre da Matriz de Pressão..... | 92  |
|       | Anexo D - Tabela de Valores de Resistência do 4º Sensor da 4ª Coluna de Latão da Matriz de Pressão..... | 93  |
|       | Anexo E – Código Implementado no Microcontrolador AT90USB1286, para a Matriz 8x8 de Temperatura .....   | 94  |
|       | Anexo F – Código Implementado no Microcontrolador AT90USB1286, para as Matrizes 16x16.....              | 98  |
|       | Anexo G – Código Desenvolvido em <i>Matlab</i> para a Interface Gráfica do Sistema..                    | 103 |

## Índice de Figuras

|   |    |
|---|----|
| Figura 2.1 - Localização mais frequente das UPP [5].  | 5  |
| Figura 2.2 - Classificação das UPP [7].   | 5  |
| Figura 2.3 - Esquema conceptual de factores de risco para o desenvolvimento de úlceras de pressão [12].   | 6  |
| Figura 2.4 - Resposta celular à pressão [13].   | 7  |
| Figura 2.5 - Etiologia das UPP [16].  | 8  |
| Figura 2.6 - Relação entre pressão e tempo de estudos em seres humanos [21].  | 12 |
| Figura 2.7 - Efeito do tempo de exposição na formação de úlceras sobre pressão e cisalhamento por fricção [22].   | 14 |
| Figura 2.8-Duração dos limites de exposição de contacto para queimaduras [22].  | 15 |
| Figura 2.9-Representação dos danos provocados no tecido, para diferentes combinações de pressão, temperatura e tempo [25].  | 19 |
| Figura 3.1 - Símbolo do termistor utilizado em circuitos electrónicos [35].   | 21 |
| Figura 3.2 - Gráfico de resposta dos termistores NTC e PTC [35].  | 22 |
| Figura 3.3 - Divisor de tensão com termistor NTC.   | 22 |
| Figura 3.4 - <i>DermaTherm Perfusion Monitors</i> [40].   | 25 |
| Figura 3.5 – A - Sensor de temperatura <i>Lilypad</i> , vista frontal. B - Vista traseira [41].   | 26 |
| Figura 3.6 - Esquema de funcionamento do sensor capacitivo de pressão [42].   | 26 |
| Figura 3.7 - Constituição do sensor FSR [43].   | 27 |
| Figura 3.8 - Relação entre a resistência e a força [43].  | 28 |
| Figura 3.9 - Sensor <i>FlexiForce</i> [44].   | 28 |
| Figura 3.10 - Sistema de medição da pressão [45].   | 28 |
| Figura 3.11 - Exemplo de um sensor de pressão resistivo [46].   | 29 |
| Figura 3.12 – A - Sensor de tacto 3 x 16 [46]; B - Mão de quatro dedos com sensores de tacto em cada um [46].   | 29 |
| Figura 3.13 - Sensores embebidos numa película de filme [47].   | 31 |
| Figura 3.14 - Exemplo das matrizes de sensores de tacto e de temperatura [48].  | 32 |
| Figura 3.15 - Circuitos de aquisição de dados das matrizes de sensores de tacto e temperatura [48].   | 33 |
| Figura 3.16 - Circuito de aquisição de dados de uma matriz de sensores piezoresistivos [51].  | 34 |
| Figura 3.17 - Circuito que implementa terra virtual.  | 34 |
| Figura 3.18 – A - Matriz de sensores de pressão capacitivos construídos no tecido; B - Exemplo de um elemento sensor. 1,3: Tecido Condutor, 2:Duas camadas de material compressível, 4: Protecção [57]. | 35 |
| Figura 3.19 - Circuito de aquisição de dados de uma matriz de sensores de pressão capacitivos [57].   | 35 |
| Figura 3.20 - Sistema de detecção de pressão [59].  | 37 |
| Figura 3.21 – A - Imagem da distribuição da pressão [59]. B – Cama de pressão [60].   | 37 |
| Figura 3.22 - Constituição do sensor [62].  | 38 |
| Figura 3.23 - Sistema <i>Tactilus</i> [63].   | 39 |
| Figura 3.24 - A - Sistema de 8 pontos de sensores de temperatura. B - Nó sensor [63].   | 40 |
| Figura 3.25 - <i>Software</i> de visualização do sistema de temperatura [64].   | 41 |
| Figura 3.26 - Sistema <i>Tactilus Free Form</i> [63].   | 41 |
| Figura 3.27 – A - Sistema de pressão <i>Vista Medical</i> . B – <i>Software</i> de visualização [64].   | 42 |
| Figura 3.28 – A - Sistema de pressão <i>Tekscan</i> . B – <i>Software</i> de visualização [65].   | 43 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 4.1 - Circuito de medição da tensão com a variação da temperatura. ....  | 44 |
| Figura 4.2 - Termistor NTC de 10 K $\Omega$ [69]. ....  | 45 |
| Figura 4.3 – Gráfico da relação da resistência com a temperatura. ....  | 46 |
| Figura 4.4 - Relação entre tensão e temperatura para o termistor da figura 4.1. ....  | 46 |
| Figura 4.5 - Matriz de temperatura 8x8. ....  | 47 |
| Figura 4.6 - Circuito de aquisição de dados da matriz de temperatura de 8x8. ....   | 48 |
| Figura 4.7 - Circuito de aquisição de dados da matriz de temperatura de 8x8 final. ....   | 50 |
| Figura 4.8 - Curva de calibração do termistor utilizado na matriz 8x8. ....   | 51 |
| Figura 4.9 - Matriz de Temperatura de 16x16. ....   | 52 |
| Figura 4.10 - Circuito de aquisição de dados da matriz de temperatura. ....   | 53 |
| Figura 4.11 - Sensor FSR de papel [74]. ....  | 55 |
| Figura 4.12 - Três tipos de sensores de pressão piezoresistivos: A – Sensor <i>Flexiforce</i> [42]; B – Sensor de Tecido Condutor; C- Sensor de Cobre. .... | 55 |
| Figura 4.13 – Gráficos de valores de resistência para o sensor de cobre com uma camada de tinta impregnada. ....  | 56 |
| Figura 4.14 – Gráfico de valores de resistência para o sensor de cobre com duas camadas de tinta impregnada. ....   | 56 |
| Figura 4.15 – Gráfico de valores de resistência para o sensor <i>Flexiforce</i> . ....  | 57 |
| Figura 4.16 – Gráfico de valores de resistência para o sensor de tecido condutor. ....  | 57 |
| Figura 4.17 - Teste de sensibilidade aos vários sensores de pressão. ....   | 58 |
| Figura 4.18 - Material utilizado: Cobre. ....   | 59 |
| Figura 4.19 - Material utilizado: Latão. ....   | 59 |
| Figura 4.20 - Elementos constituintes de um sensor de pressão. ....   | 60 |
| Figura 4.21 – A - Base de calibração; B - Calibração de um sensor. ....   | 60 |
| Figura 4.22 - Gráfico da variação da resistência do 8º sensor de cobre da coluna 8. ....  | 61 |
| Figura 4.23 - Gráfico das curvas de calibração dos sensores de pressão de cobre, da 8ª coluna da matriz. ....   | 61 |
| Figura 4.24 - Gráfico da variação da resistência do 4º sensor de latão da coluna 4. ....  | 62 |
| Figura 4.25 - Gráfico das curvas de calibração dos sensores de pressão de latão, da 4ª coluna da matriz. ....   | 62 |
| Figura 4.26 - Matriz de Pressão de 16x16. ....  | 63 |
| Figura 4.27 - Circuito de aquisição de dados da matriz de pressão. ....   | 64 |
| Figura 4.28 – A - Matriz de temperatura de 16x16; B – Matriz de pressão de 16x16. ....  | 66 |
| Figura 4.29 – A - Camadas da manta de sensores de pressão e temperatura; B - Manta de sensores. ....  | 66 |
| Figura 4.30 – Circuitos de aquisição de dados: A – da matriz de pressão; B – da matriz de temperatura. ....   | 67 |
| Figura 4.31 - Visualização dos dados local e remotamente. ....  | 68 |
| Figura 4.32 - Diagrama de blocos do sistema final. ....   | 70 |
| Figura 5.1 – A- Fluxograma da função <i>main()</i> ; B – Fluxograma da função principal(). ....   | 72 |
| Figura 5.2 – A- Fluxograma da função <i>percorreColunas()</i> ; B – Fluxograma da função <i>medirTensão()</i> . ....  | 73 |
| Figura 5.3 – A- Configuração do nó Coordenador; B – Configuração do <i>Router/End Device</i> . ....   | 74 |
| Figura 5.4 - Ligação entre o módulo <i>XBee</i> e o microcontrolador. ....  | 75 |
| Figura 5.5 - Fluxograma de funcionamento da interface gráfica. ....   | 76 |
| Figura 5.6 – Janela principal da ferramenta de visualização de dados da matriz. ....  | 77 |
| Figura 5.7 – Mapa de cores obtido quando colocada uma superfície de esponja sobre a matriz de temperatura 8x8. ....   | 78 |

|  |    |
|--|----|
| Figura 5.8 – Mapa de cores obtido com a mão sobre a matriz de temperatura de 8x8.<br>.....   | 78 |
| Figura 5.9 – Tabela de valores correspondentes à matriz de temperatura. ....                 | 79 |
| Figura 5.10 – Mapa de cores obtido após ter sido retirada a mão de cima da matriz.<br>.....  | 79 |
| Figura 5.11 - Mapa de cores obtido com a mão sobre a matriz de temperatura de<br>16x16. .... | 80 |
| Figura 5.12 - Tabela de valores correspondentes à matriz de temperatura 16x16. ..            | 80 |
| Figura 5.13 – Mapa de cores obtido para a matriz de pressão de 16x16.....                    | 81 |
| Figura 5.14 – Tabela de valores obtidos para a matriz de pressão de 16x16. ....              | 81 |

## Índice de Tabelas

|   |    |
|---|----|
| Tabela 3.1 - Modelos de termistores e as suas características.....                        | 23 |
| Tabela 3.2 - Modelos de sensores de pressão e as suas características .....               | 30 |
| Tabela 3.3 – Características do sistema .....   | 39 |
| Tabela 3.4 – Principais características do sistema.....                                   | 40 |
| Tabela 3.5 - Principais características do sistema .....                                  | 42 |
| Tabela 4.1 - Valores de tensão e corrente do circuito da matriz de 8x8.....               | 49 |
| Tabela 4.2 - Valores de tensão e corrente do circuito da matriz de 8x8.....               | 51 |
| Tabela 4.3 – Valores de resistência com a variação da pressão. ....                       | 58 |
| Tabela 4.4 – Valores das resistências do circuito de terra virtual para cada coluna. .... | 65 |
| Tabela 4.5 – Características de um nó emissor - receptor .....                            | 69 |



## Lista de Acrónimos

AHCPR – *Agency for Health Care Policy and Research*  
AVR – *Advanced Virtual RISC*  
CAN – *Controller Area Network*  
DTI – *Deep Tissue Injury*  
EPUAP – *European Pressure Ulcer Advisory Panel*  
EUA – *Estados Unidos da América*  
FAF – *Floor Attenuation Factor*  
FFD – *Full Function Device*  
FLIP – *Flexible In System Programmer*  
FSR – *Force Sensing Resistors*  
ICE – *Investigação Científica em Enfermagem*  
IDE – *Integrated Development Environment*  
IEEE – *Institute of Electrical and Electronics Engineers*  
INESC – *Instituto de Engenharia de Sistemas e Computadores*  
INOV - *Inovação*  
ISM – *Industrial Scientific and Medical*  
LR – WPAN – *Low Rate Wireless Personal Area Network*  
NPUAP – *National Pressure Ulcer Advisory Panel*  
NTC – *Negative Temperature Coefficient*  
PDA – *Personal Digital Assistance*  
PTC – *Positive Temperature Coefficient*  
QoS – *Quality of Service*  
QSC – *Quality Systems Certificate*  
RISC – *Reduced Instruction Set Computer*  
RFD – *Reduced Function Device*  
RSSF – *Redes de Sensores Sem Fios*  
SCTN – *Sistema Científico e Tecnológico Nacional*  
UART – *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*  
UBI – *Universidade da Beira Interior*  
UPP – *Úlcera por Pressão*  
USB – *Universal Serial Bus*  
WAF – *Wall Attenuation Factor*  
WPAN – *Wireless Personal Area Networks*



# 1 Introdução

A magnitude do problema das úlceras por pressão (UPP) tem levado à articulação de recursos e conjugação de esforços no sentido de diminuir a sua incidência e prevalência.

As UPP são áreas de lesão tecidular localizada, da pele e dos tecidos subcutâneos, geralmente sobre proeminências ósseas do corpo em pessoas que permanecem imóveis numa mesma posição durante um “certo” período.

Na maior parte dos casos, um compromisso sensorial, nas regiões do corpo que se encontram em contacto com a superfície, ou a incapacidade motora para mudar de posição regularmente de forma autónoma, provoca uma irrigação sanguínea insuficiente, por oclusão capilar, resultando hipóxia e, se suficientemente persistente, consequente sofrimento e morte celular, originando assim as UPP.

Um olhar sobre a etiologia das úlceras por pressão levou a constatar que existem distintos factores, intrínsecos e extrínsecos ao organismo humano que influenciam o aparecimento deste problema, fundamentalmente em pessoas debilitadas com alterações da mobilidade e sensibilidade.

Assiste-se a um grande desenvolvimento tecnológico, associado à criação de dispositivos com funções de monitorização e controlo de factores extrínsecos, como por exemplo a pressão, a temperatura e a humidade, exercidas nas partes do corpo em contacto com as superfícies de suporte, (colchões e almofadas). No entanto, estes meios mostram-se incapazes de deter a elevada incidência de úlceras por pressão, levando a olhar os factores intrínsecos associados ao processo de lesão tecidular como fortes determinantes na susceptibilidade para este problema.

Atendendo a que um dos sinais precoces da lesão tecidular é o aumento da temperatura corporal, uma solução que determine a sua alteração revela-se uma mais valia para a detecção precoce das UPP. Neste sentido, a alteração da temperatura corporal num determinado ponto de contacto suscitaria uma situação de sofrimento tecidular, pelo que estaria indicada a pronta alteração de postura restabelecendo, deste modo, a irrigação sanguínea da região.

Colaborar no desenvolvimento e difusão de conhecimento que permita, aos profissionais implicados do cuidar das pessoas com risco de UPP, uma prática efectiva baseada na evidência científica, desafia a Engenharia a criar e/ou adequar sistemas de monitorização e controlo das variáveis, nomeadamente a pressão e a temperatura corporal.

A revisão de literatura mostrou a existência de sistemas afins, mas de avultados custos.

A presente dissertação descreve o estudo desenvolvido para a construção de um sistema automático de alarme/detecção de úlceras por pressão, a preço acessível.

Colocaram-se várias questões: Que sistemas existem? Qual o valor crítico da temperatura que indicia o aparecimento da UPP? Que tipo de material é usado de

modo a captar pequenas variações de temperatura e pressão? Quais são os tipos de sensores adequados? Que sistema utilizar para transferir os dados?

O sistema em estudo poderá contribuir para a monitorização da pressão e da temperatura, em pessoas com limitações motoras graves, designadamente acamados, doentes sob efeito de sedativos ou anestesia, durante cirurgias prolongadas e pós-operatório, doentes e utilizadores em geral que se deslocam em cadeiras de rodas, apresentando-se como um recurso na detecção das úlceras por pressão e auxiliando os cuidadores a preveni-las.

## **1.1 Motivação**

No âmbito do Mestrado em Engenharia e Telecomunicações e Redes procurou-se desenvolver um *sistema automático de prevenção de úlceras por pressão*.

A vivência da experiência dolorosa de um familiar com úlcera por pressão, a sensibilidade que desenvolvi pela área da saúde, enquanto cuidadora, bem como a oportunidade que surgiu com a solicitação do grupo ICE (Investigação Científica em Enfermagem), para o desenvolvimento de um sistema de monitorização da temperatura corporal para prevenção das úlceras por pressão, empenharam-me no estudo desta temática.

O estudo acima referido mostra-se pertinente, dada a ênfase colocada na problemática das úlceras por pressão como um importante problema de saúde pública. Os achados teóricos revelam que 95% destas feridas podem ser prevenidas. No entanto, paradoxalmente, apresentam elevadas prevalências aos vários níveis dos cuidados assistenciais provocando altos custos económicos, sociais e intenso sofrimento humano.

O envolvimento neste estudo, ancorado fortemente num interesse pessoal, aliou-se ao interesse académico pela área das redes e telecomunicações, ao exigir a implementação de uma rede sem fios para a transmissão e recepção de informação.

## **1.2 Objectivos**

Criar um sistema automático de alarme/detecção de úlceras por pressão, foi o principal objectivo deste estudo.

Para que o mesmo fosse alcançado, foram estabelecidos vários objectivos específicos:

- Compreender o conceito de úlcera por pressão;
- Conhecer os factores etiológicos e respectivos parâmetros de medida, das úlceras por pressão;
- Estudar os componentes utilizados nos sistemas de medição, das variáveis, temperatura e pressão;
- Desenvolver um sistema de monitorização de temperatura;
- Desenvolver um sistema de monitorização de pressão;
- Implementar a rede sem fios para transmissão de informação;

- Criar a interface de visualização dos dados.

O desenvolvimento deste sistema exigiu, em primeiro lugar, a aquisição de conhecimentos relacionados com a lesão tecidular o que proporcionou a compreensão da relação de alguns dos factores a ela associados.

A análise dos componentes usados para a medição das variáveis em estudo permitiu desenvolver sistemas de monitorização de temperatura e pressão.

O trabalho de campo realizado contemplou a calibração dos sensores das matrizes de temperatura e a construção e calibração dos sensores da matriz de pressão.

Deste modo, foi proposto implementar um sistema recorrendo a uma rede sem fios para a transmissão de informação, criando assim as condições favoráveis à monitorização das variáveis em estudo.

### **1.3 Estrutura da Dissertação**

A dissertação está dividida em seis capítulos.

No primeiro capítulo é feita a introdução ao trabalho, sendo apresentado o tema, a motivação, os objectivos do mesmo e é descrita a estrutura da dissertação.

O segundo capítulo faz uma contextualização às úlceras por pressão, bem como aos factores etiológicos relacionados.

O terceiro capítulo apresenta o enquadramento tecnológico disponível para a medição das variáveis em estudo: temperatura e pressão.

O quarto capítulo descreve o sistema desenvolvido, nomeadamente a construção das matrizes de sensores e dos circuitos de aquisição de dados.

No quinto capítulo abordar-se-á o desenvolvimento do *software* de aquisição e visualização da informação. Serão ainda apresentados os testes e os resultados efectuados.

O último capítulo descreve as principais conclusões e trabalho futuro.

## 2 Úlceras por Pressão

Nos dias de hoje, encontram-se várias definições para as úlceras por pressão (UPP). De acordo com a *European Pressure Ulcer Advisory Panel* (EPUAP) e o *National Pressure Ulcer Advisory Panel* (NPUAP) [1], são definidas como áreas localizadas de morte celular, que se desenvolvem quando o tecido mole é comprimido entre uma proeminência óssea e uma superfície dura, por período de tempo prolongado.

O NPUAP é um grupo norte-americano, composto por 15 profissionais, especialistas reconhecidos nas áreas de medicina, enfermagem, podologia, nutrição e fisioterapia e é responsável pelo estabelecimento de directrizes para a prevenção e o tratamento das UPP nos EUA. Essas directrizes têm norteado o cuidado com UPP, em instituições de saúde de diferentes níveis, além de fundamentar as intervenções em vários países por todo o mundo [1].

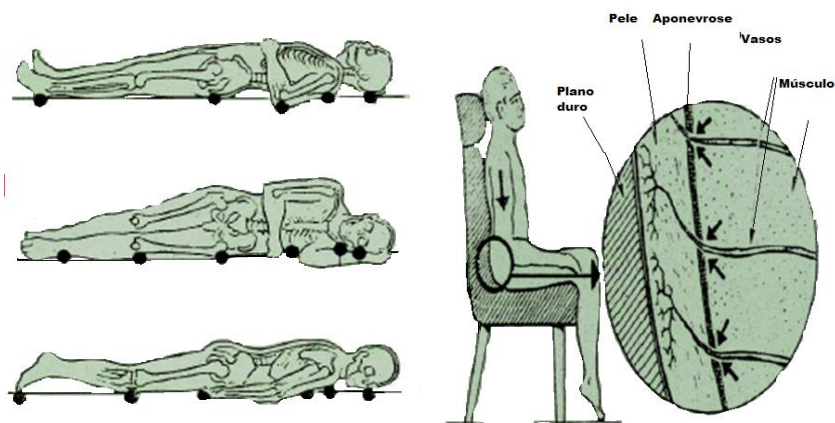
Outras definições similares são apresentadas por Bergstrom *et al*, para os quais, UPP é “qualquer lesão causada por pressão não aliviada, que resulta em danos nos tecidos adjacentes” [2].

De maneira similar, Dealey descreve-as como lesões localizadas na pele, provocadas pela interrupção do fornecimento de sangue nessa área, consequentes da pressão, cisalhamento, fricção ou da combinação desses três elementos [3].

Como problema clínico, as UPP têm sido intensamente relatadas ao longo da história. Provavelmente, sempre existiram na sociedade humana, como foi evidenciado pela descoberta de extensas UPP nas múmias do Egito. No entanto, Rogenski e Santos [4] afirmam que elas não ocorrem em pessoas saudáveis, uma vez que a pressão prolongada e a isquemia, ao provocarem desconforto e dor, fazem com que a pessoa se movimente em busca de alívio, mesmo quando em sono profundo.

Os indivíduos mais susceptíveis às UPP [4] são, portanto, os que se encontram imóveis, confinados a uma cama ou à cadeira de rodas. Esta população não se restringe aos idosos, mas a toda a pessoa cuja percepção sensorial esteja comprometida, ou seja, aqueles não-aptos a detectar sensações que indiquem a necessidade de mudança de posição, como os indivíduos com paralisia, em coma, submetidos às cirurgias de grande porte, pós-trauma em sedação ou aqueles sob restrição mecânica com aparelhos gessados ou com tracções ortopédicas. Todos esses factores desencadeiam acentuada restrição da mobilidade corporal, favorecendo o aparecimento das UPP.

A fisiopatologia das UPP [5] estabelece localizações preferenciais (Figura 2.1). Desse modo, são as regiões de proeminências ósseas, como o sacro, cóccix, trocânter e calcâneo, aquelas particularmente vulneráveis à sua formação. De acordo com Barczak *et al* [6], aproximadamente 60% das UPP desenvolvem-se em áreas da pelve.



**Figura 2.1 - Localização mais frequente das UPP [5].**

Embora as UPP possam ser classificadas e avaliadas de diferentes maneiras, em 1989, a EPUAP/NPUAP [1] estabeleceu um estadiamento baseado no comprometimento tecidual, recomendado posteriormente, em 1992, pela *Agency for Health Care Policy and Research* (AHCPR) para identificação e classificação dessas lesões, o que permitiu uniformidade das informações para uso universal. Essa classificação [7] é composta de quatro estádios, descritos na Figura 2.2.

|                 |  |
|-----------------|--|
| <p><b>A</b></p> | <p><b>Estádio I</b> - Eritema de pele intacta, que não embranquece, após a remoção da pressão. Em indivíduos com a pele mais escura, a descoloração da pele, o calor, o edema e o endurecimento também podem ser indicadores de lesão, neste estágio</p> |
| <p><b>B</b></p> | <p><b>Estádio II</b> - Perda parcial da pele envolvendo a epiderme, derme ou ambos. A úlcera é superficial e clinicamente aparece como abrasão, bolha ou cratera rasa</p>  |
| <p><b>C</b></p> | <p><b>Estádio III</b> - Perda da pele na sua espessura total, envolvendo danos ou uma necrose do tecido subcutâneo, que pode se aprofundar, não chegando até a fáscia.</p>   |
| <p><b>D</b></p> | <p><b>Estádio IV</b> - Perda da pele na sua total espessura, com uma extensa destruição e necrose dos tecidos ou danos aos músculos, ossos e tendões.</p>  |

**Figura 2.2 - Classificação das UPP [7].**

Quanto mais avançado é o estadiamento das UPP, mais difícil e de alto custo é o tratamento, pois encontrar-se associado a complicações como septicemias e osteomielite. De acordo com Bryant *et al* [8], aproximadamente 60.000 pessoas morrem anualmente nos EUA, devido a essas complicações.

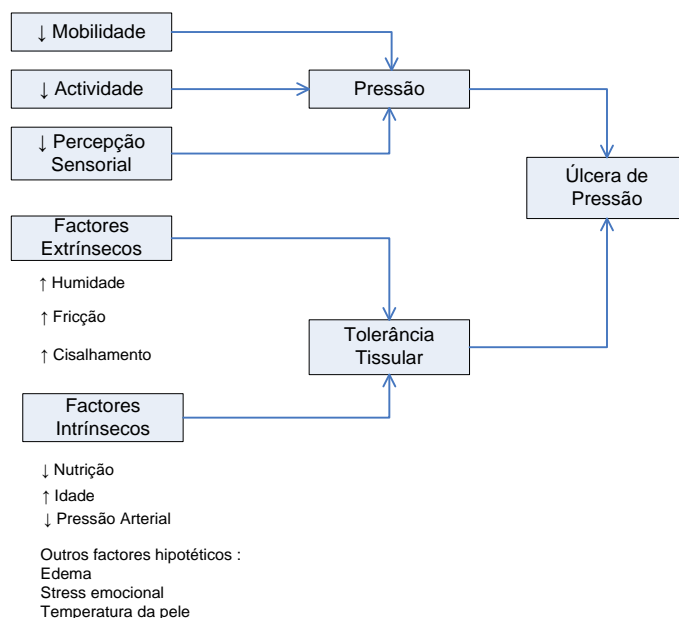
Além das graves complicações associadas aos estadios mais avançados, que aumentam os índices de mortalidade, e aos elevados custos, segundo Van Rijswijk [9], as UPP representam um intenso sofrimento físico e emocional do doente, agravando o seu estado geral, reduzindo a sua independência e interferindo no processo de cura, além de representar um desafio constante para os profissionais de saúde.

Fernandes [10], numa revisão sistemática de literatura no período de 1994 a 1998, corrobora tais factos ao verificar que o principal foco da literatura específica recai sobre os aspectos epidemiológicos deste flagelo. Estudos de prevalência e incidência são utilizados como forma de investigar esta situação nas instituições e a eficácia das intervenções, particularmente as preventivas.

Esse perfil aponta para a relevância do problema no cenário dos sistemas de saúde, a ponto de constituir-se, actualmente, um indicador de qualidade dos cuidados prestados. Segundo Morrison [11], os enfermeiros, pela especial predisposição e características do seu trabalho profissional, indicam a qualidade dos cuidados prestados pela prevenção/resolução das UPP.

## 2.1 Factores que levam ao desenvolvimento das UPP

Bergstrom, Braden, Laguza, Holman [12] construíram um esquema conceptual (Figura 2.3), que expõe os factores críticos para o desenvolvimento das UPP.



**Figura 2.3 - Esquema conceptual de factores de risco para o desenvolvimento de úlceras de pressão [12].**

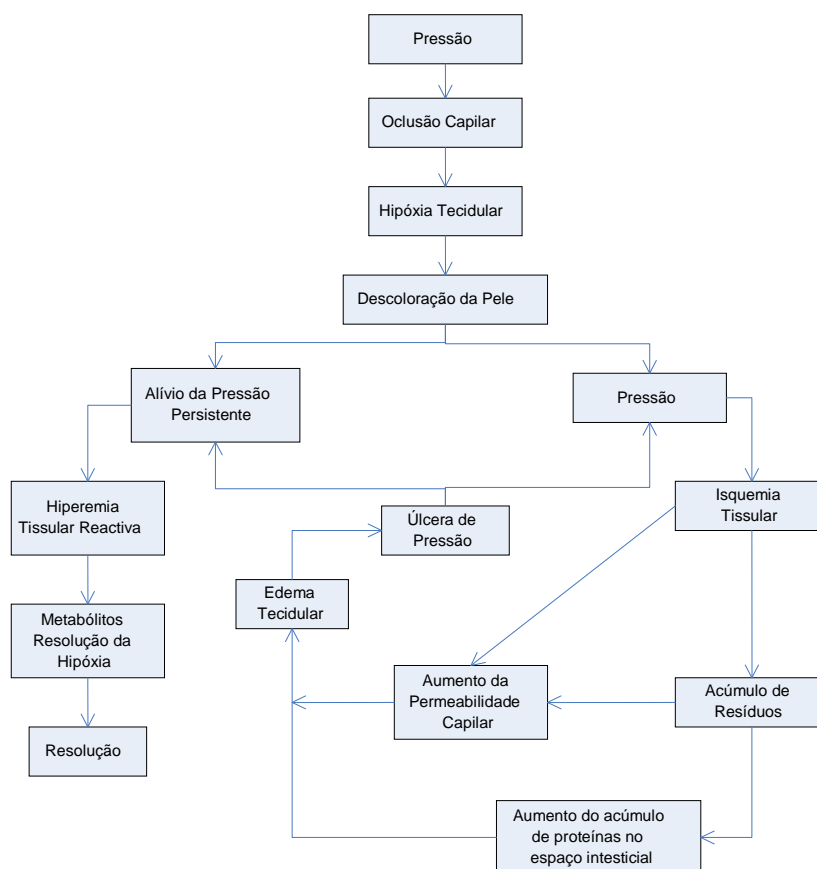
O esquema permite, então, compreender que a pressão (força exercida pelo peso do corpo), bem como a tolerância do tecido, são dois conceitos centrais na etiologia das



UPP. Os autores explicam que a pressão é directamente influenciada pela menor mobilidade, actividade e sensibilidade enquanto a resistência tissular sofre directamente o impacto de factores externos como a humidade, fricção e cisalhamento e de factores internos como a nutrição, a idade e a pressão arterial. Factores como o edema, o *stress* emocional e a temperatura da pele são mencionados como hipotéticos intervenientes na etiologia das UPP.

Fisiopatologicamente explica-se que as UPP podem surgir em poucas horas, quando o suprimento sanguíneo das camadas cutâneas é reduzido. Em condições normais, a pressão capilar arterial situa-se em torno de 32 mmHg, enquanto na venosa é de aproximadamente 12 mmHg. Quando a pressão sanguínea diminui, como consequência de desidratação, doença cardiovascular ou sepsis, entre outros, ou a pressão externa localizada é maior que 32 mmHg, eleva-se o risco de formação de UPP devido à interrupção do fluxo sanguíneo para a área por oclusão dos capilares, interferindo na oxigenação e nutrição dos tecidos, ocasionando, consequentemente, isquemia, hipóxia, acidose tissular, edema e necrose celular. Quando a pressão externa oclui os capilares, os tecidos adjacentes ficam privados de oxigénio e nutrientes, os detritos metabólicos começam a acumular-se nos tecidos, os capilares tornam-se mais permeáveis, permitindo o extravasamento de fluído para o espaço intersticial e ocorre a morte celular.

A resposta celular à pressão pode ser visualizada no esquema da Figura 2.4, apresentado por Bryant [13].



**Figura 2.4 - Resposta celular à pressão [13].**

De acordo com Bryant [13], uma baixa intensidade de pressão, durante um longo período de tempo, pode causar tanto dano aos tecidos quanto a elevada intensidade de pressão por curto período de tempo. Quanto menor for a área pressionada do corpo, maior será a intensidade da pressão [14].

A tolerância dos tecidos à pressão e à isquemia depende da natureza dos próprios tecidos e é influenciada pela habilidade da pele e das estruturas de suporte, como os vasos sanguíneos, colagénio e fluído intersticial, em redistribuir a pressão aplicada na superfície do tecido para a estrutura do esqueleto. Como o tecido muscular é mais sensível à pressão e à isquemia do que a pele, frequentemente, a UPP é referida como a “*ponta do iceberg*” [15], porque uma grande área de isquemia e necrose é esperada na interface osso – tecido.

A Figura 2.5 exemplifica as três forças envolvidas no aparecimento das UPP: A) Pressão; B) Fricção e C) Cisalhamento.

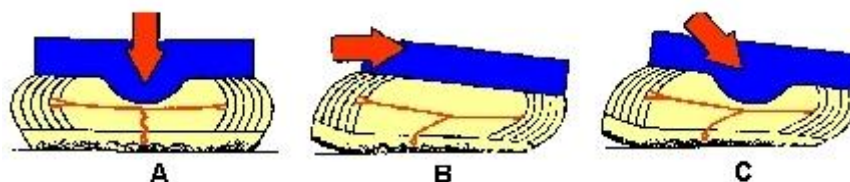


Figura 2.5 - Etiologia das UPP [16].

Segundo Defloor et al [16], a pressão (Figura 2.5.A) constitui o principal factor para o desenvolvimento das UPP, embora outros mecanismos extrínsecos, como a fricção (Figura 2.5.B), o cisalhamento (Figura 2.5.C), a humidade e intrínsecos, também contribuam para o seu aparecimento ou exacerbação, conforme atrás referido.

A fricção [16] é criada pela força de duas superfícies, movendo-se uma sobre a outra, provocando a remoção das células epiteliais e causando abrasões e lesões do tipo queimaduras de segundo grau. Geralmente, acontece quando os doentes estão impossibilitados de se reposicionarem no leito e são arrastados, em vez de levantados, para as mudanças de decúbito. Pode ser causada, também, por movimentos involuntários, espásticos ou por aparelhos ortopédicos [5].

O cisalhamento [16], por sua vez, é causado pela interacção da gravidade com a fricção, exercendo forças paralelas na pele. A gravidade tracciona o corpo para baixo e a resistência do paciente sobre a superfície da cama ou cadeira (fricção) impede que o corpo desça. É o que ocorre quando a cabeceira da cama é elevada acima de 30°, na qual o esqueleto tende a escorregar, obedecendo à força da gravidade, enquanto a pele permanece no lugar. As forças de cisalhamento podem deformar e romper os tecidos e vasos sanguíneos, favorecendo o desenvolvimento das UPP. A força de cisalhamento atinge mais comumente as regiões sacra e coccígea.

De acordo com Bryant [13], outro factor que contribui para o desenvolvimento das UPP é a exposição da pele à excessiva humidade, provocada por incontinência urinária, perspiração e outros. A humidade macera e enfraquece as camadas externas da pele, tornando-a mais vulnerável às lesões, principalmente, quando associada à fricção e ao cisalhamento.

Além dos factores externos, os factores intrínsecos [15], como a idade, imobilidade, alteração do nível de consciência, diminuição da sensibilidade à dor, desidratação, alterações respiratórias, hipertermia, uso de medicamentos (analgésicos, esteróides e sedativos) e a presença de doenças crónicas como o diabetes, são também citados, na literatura, como factores de risco para o desenvolvimento das UPP.

A idade avançada [15], como um dos factores intrínsecos de risco para o desenvolvimento das UPP, implica alterações fisiológicas próprias do processo de envelhecimento. A perda da massa corpórea, a diminuição dos níveis de albumina sérica, a diminuição da resposta inflamatória, a redução na coesão entre a epiderme e a derme - tornando a epiderme menos estável e com maior probabilidade de se romper, quando o idoso é submetido à fricção ou cisalhamento - e a perda da gordura subcutânea dos braços, pernas e proeminências ósseas prejudicam a habilidade do tecido em distribuir a carga mecânica, sem comprometer a circulação do sangue, favorecendo o surgimento das UPP. Por outro lado, na velhice é frequente o aparecimento de doenças agudas, como fracturas, acidente vascular cerebral, infecções respiratórias, dentre outras, que determinam a imobilização ou défice de mobilização, no leito, por deterioração do estado geral, contribuindo, mais uma vez, para a etiologia das UPP.

Segundo Biancarelli [17], por volta do ano 2050, mais de 22% da população mundial terá 60 anos ou mais e muitas dessas pessoas estarão hospitalizadas, com doenças crónicas, limitações da mobilidade ou em fase terminal e, portanto, mais propensas à formação de UPP, requerendo cuidados continuados e de alto custo.

Outros factores devem, também, ser destacados na génese das UPP, como a má nutrição que contribui, inicialmente, para a diminuição da tolerância dos tecidos à pressão, tornando-os mais vulneráveis. Além disso, segundo Krasner [15], a ausência de nutrição adequada, especialmente proteica, afecta o processo de cicatrização, ao diminuir a proliferação de fibroblastos e reduzir a síntese de colagénio e a angiogênese, o que favorece a cronificação da lesão, propicia o aparecimento de necrose e de processos infecciosos e agrava, consequentemente, o estado geral do paciente.

Maklebust e Sieggreen [14] também apontam a má nutrição como um dos factores principais para o desenvolvimento de UPP. Baixos níveis de albumina sérica (<3,5 g/dl) e deficiências de vitaminas A, E, C e zinco, entre outros minerais, estão associados com a diminuição da síntese de proteínas e de colágeno, da angiogênese e fibroplasia, contribuindo para a diminuição da tolerância dos tecidos à pressão.

A hipertermia [18] tem sido frequentemente associada ao desenvolvimento das UPP, na medida em que a elevação de 3°C na temperatura corporal normal reduz a tolerância da pele à isquemia, devido ao aumento da exigência de oxigénio em tecidos já hipóxicos [19].

Outras alterações, como as circulatórias, vasculares, cutâneas, respiratórias e uso de fumo, reduzem a perfusão dos tecidos, fragilizam a sua estrutura e inibem o processo de cicatrização, compondo outros elementos importantes na etiopatogénese das UPP.

De modo comum encontra-se na bibliografia [20] - [22] a classificação dos factores de risco que levam ao desenvolvimento das UPP, em factores intrínsecos e extrínsecos.

### 2.1.1 Factores intrínsecos

Os factores intrínsecos [22], que contribuem para desenvolvimento de úlceras por pressão são: a imobilidade, a sensibilidade reduzida, a gravidade da doença, o nível de consciência, idades extremas, história anterior de UPP, doenças vasculares e terminais e a má nutrição.

- **A mobilidade reduzida e a imobilidade** - Vários estudos comprovaram que a mobilidade reduzida, como a imobilidade são factores de risco para o desenvolvimento das UPP.
- **Sensibilidade Reduzida** – Por exemplo, pessoas com doenças neurológicas têm uma diminuição de sensibilidade, ou seja, insensibilidade à dor e ao desconforto, o que provoca um fraco estímulo para se moverem de modo a aliviar a pressão.
- **Doenças Agudas** – A experiência clínica, observação e pesquisa emergente sugerem que pacientes com doenças agudas são mais vulneráveis ao desenvolvimento de UPP, devido a insuficiências cardíacas, vaso motoras, baixa pressão sanguínea e mudança de temperatura, por exemplo, antes e depois da anestesia.
- **Nível de Consciência** – Um nível de consciência reduzido pode diminuir a consciência do indivíduo para a necessidade de aliviar a pressão, como é o caso das pessoas anestesiadas que não tem capacidade de se posicionarem sozinhas.
- **Idades extremas (acima dos 65 e abaixo dos 5 anos de idade)** – A idade avançada está associada ao aumento de doenças neurológicas e cardiovasculares, e mudanças na resistência e elasticidade da pele. Indivíduos com idades acima dos 65 anos estão em maior risco de desenvolver as UPP, assim como os recém - nascidos e crianças abaixo dos 5 anos. Nestes últimos, a pele ainda está em desenvolvimento e a relação entre o peso da cabeça e do corpo é desproporcional.
- **Histórico anterior de desenvolvimento de úlceras** – Os indivíduos que já têm um histórico de desenvolvimento de UPP têm um risco mais elevado de desenvolvimento do que os indivíduos que não tiveram.
- **Doenças Vasculares** – Este tipo de doença reduz o fluxo sanguíneo e prejudica a micro circulação, fazendo com que os pacientes fiquem mais vulneráveis ao aparecimento de necroses.
- **Doenças crónicas e terminais** – Este tipo de doenças coloca os pacientes em grande risco, devido à má circulação sanguínea, mau funcionamento dos órgãos e à imobilidade.

- **Nutrição** – A má nutrição e a desidratação são factores indirectamente ligados ao desenvolvimento da UPP. A má nutrição pode aumentar o risco de mau funcionamento dos órgãos e de outras doenças. Está relacionada também com o peso do indivíduo, seja muito magro ou obeso, está vulnerável à pressão. Por sua vez, a desidratação reduz a elasticidade dos tecidos e também causa a deformação dos tecidos quando sujeitos à pressão ou à fricção.

### 2.1.2 Factores extrínsecos

Os principais factores externos que podem provocar úlceras por pressão são: pressão, cisalhamento, tensão de oxigénio na pele, fricção, circulação sanguínea, temperatura ambiente e da pele.

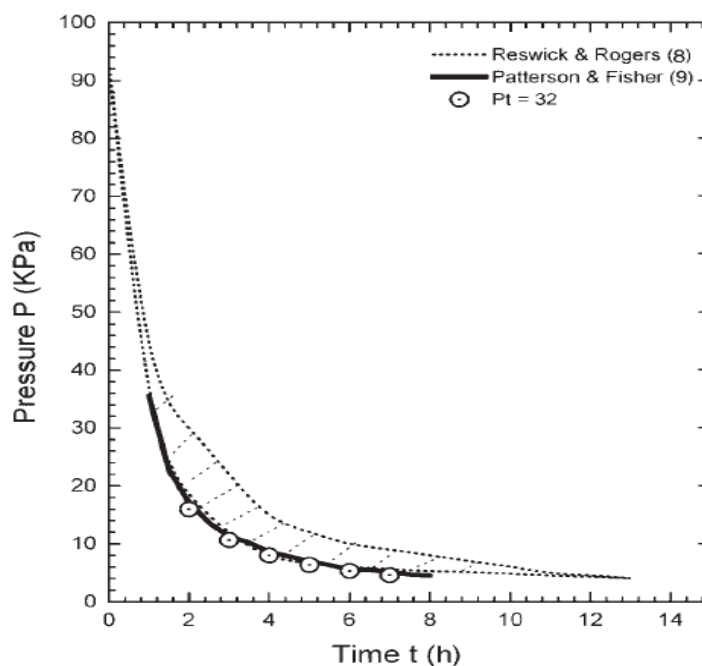
#### **Pressão**

A pressão causa a compressão e a possível oclusão dos capilares, a qual se for prolongada pode levar à isquemia. A intensidade e a duração da pressão diferem de indivíduo para indivíduo pois depende da tolerância da pele do mesmo.

Os factores chave, que levam ao aparecimento de UPP, são a duração e a intensidade da pressão [22], [23].

Quando a pressão externa excede a pressão interna capilar sobre as proeminências ósseas da pelve, tais como as zonas do sacro, grande trocânter, ísquio e cóccix, os pacientes que não conseguem mudar de posição estão em grande risco de desenvolverem uma úlcera por pressão. Os pacientes anestesiados são um exemplo de pessoas que não se conseguem mover, que estão em risco de desenvolver uma úlcera, pois não conseguem sentir o desconforto que a pressão provoca e permanecem sempre na mesma posição.

A pressão é o principal factor de formação de úlceras. Numa pessoa saudável, a média de pressão da pele capilar é de aproximadamente 3,33 KPa. Quando a pressão externa é superior a 4,26 KPa as veias ficam obstruídas. Se esta obstrução continuar por muito tempo os tecidos circundantes ficam privados de nutrientes essenciais. Kosiak [22] descobriu que o tempo necessário para se formar uma úlcera está inversamente relacionado com o nível de pressão numa relação parabólica. Existem outros estudos que vêm confirmar a relação inversa entre o tempo e a pressão na formação de uma UPP. Daniel *et al* [22] fizeram vários estudos em porcos e descobriram que o músculo e a gordura adjacente à proeminência óssea eram mais susceptíveis à pressão e eram danificadas primeiro que a pele. O tempo crítico para o desenvolvimento de uma úlcera para diferentes níveis de pressão está descrito no gráfico da Figura 2.6.



**Figura 2.6 - Relação entre pressão e tempo de estudos em seres humanos [21].**

Foi encontrada uma equação baseada nos resultados dos estudos de Reswick e Rogers, e Patterson e Fisher, para descrever a relação pressão/tempo na formação de UPP, quando a duração da pressão é de 2 a 7 horas [21],

$$Pt = 32 \text{ (KPah)} \quad (2.1)$$

onde  $P$  (KPa) é a pressão externa na pele e  $t$  (h) é a duração da pressão aplicada na pele. A equação 2.1 está também representada na Figura 2.6. Pode-se ver que é fornecido um limite seguro para tempo de exposição da pele humana à pressão, como foi encontrado nos estudos de Reswick e Rogers, e Patterson e Fisher.

### **Cisalhamento (Shear)**

O cisalhamento é um factor de risco perigoso para o desenvolvimento de uma UPP, devido à velocidade com que os danos ocorrem na pele. Ocorre, por exemplo, quando devido à força gravítica as pessoas escorregam na cama ligeiramente inclinada.

A relação entre a danificação do tecido e o efeito da pressão, e do cisalhamento aplicados à pele foi alvo de estudo por um grupo de investigadores do *Royal College of Nursing* [22]. Os autores atrás mencionados chegaram à conclusão que o cisalhamento por si só não provoca nenhum dano. Concomitantemente, descobriram que, na presença de uma força de cisalhamento de aproximadamente 10 KPa, a pressão necessária para se dar a oclusão das veias é reduzida por um factor de 2. Um estudo diferente efectuado por Goossens et al. [22], sobre o efeito do cisalhamento em indivíduos saudáveis e jovens, mostrou que para um valor de cisalhamento de 3,1 KPa, a pressão de *cut-off* passou de 11,6 KPa para 8,7 KPa. A pressão de *cut-off* é definida como a pressão externa sobre a pele, à qual a tensão de oxigénio na pele é de 1,3 KPa. Neste nível é obtida a isquemia da pele.

### **Tensão de oxigénio na pele**

A relação entre a tensão de oxigénio no sangue e a pressão aplicada em vários locais do corpo pode ser descrita pela seguinte equação baseada no estudo de Seiler *et al* [22]:

$$P_{O_2} = P_0 - CP \quad (2.2)$$

onde  $P_{O_2}$  (KPa) é a tensão de oxigénio na pele,  $P$  (KPa) é a pressão externa,  $P_0$  é a tensão de oxigénio na pele sem pressão e  $C$  é a constante dependente do lugar.

Quando a tensão de oxigénio na pele é inferior a 1,3 KPa, é esperado que ocorra o desenvolvimento de UPP. Do estudo de Goossens *et al*, surge uma equação mais geral, para qualquer magnitude de pressão e cisalhamento,  $\zeta$ , que é descrita da seguinte forma:

$$P_{O_2} = 12 - 1,92\zeta + 0,12 \zeta P - 0,92P \quad (2.3)$$

A relação entre a pressão aplicada e a tensão de oxigénio na pele para  $\zeta = 0$  e  $\zeta = 3,1$  KPa dá o mesmo valor para os valores de pressão de 11,6 KPa e de 8,7 KPa, respectivamente, quando  $P_{O_2} = 1,3$  KPa [22].

### **Fricção**

A fricção acontece quando duas superfícies se movem em sentidos contrários. Geralmente, este movimento remove camadas superficiais da pele. Os danos da fricção aparecem devido a más técnicas de posicionamento dos indivíduos [21].

A fricção depende de vários factores, tais como a pressão aplicada, o material que está em contacto com a pele e a quantidade de suor. A quantidade de suor depende da regulação termal do indivíduo e da resposta deste à temperatura e à humidade do ambiente circundante [24].

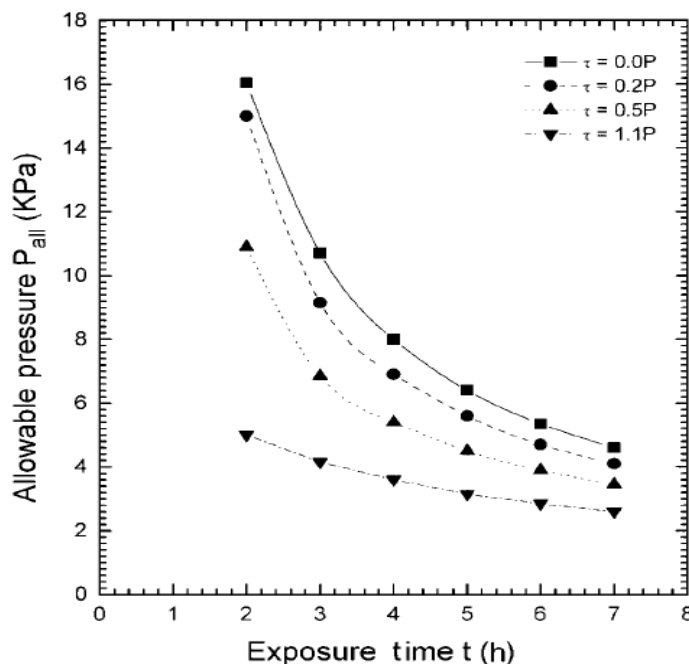
Foi feito um estudo sobre a fricção entre o polietileno e a pele na região da tíbia. Este estudo mostrou que, sob uma temperatura ambiente de 20°C sem transpirar, o coeficiente de fricção da pele,  $\mu$ , é de 0,5 e não altera com o tempo. Quando a transpiração ocorre devido ao aumento da temperatura ambiente, o coeficiente de fricção da pele,  $\mu$ , aumenta com o tempo e atinge o valor máximo de 1,1 e de seguida diminui com o aumento do tempo devido ao aumento da espessura da camada de humidade da pele. No último caso, o coeficiente de fricção pode atingir um valor mínimo de  $\mu = 0,2$ . A magnitude de  $\mu$  é muito importante, porque pode ser utilizada para calcular o factor de cisalhamento  $\zeta$ , aplicado na pele, quando o cisalhamento é induzido por fricção. Segundo estas condições a equação 2.3 pode ser reescrita da seguinte maneira:

$$P_{O_2} = 12 - 1,92 \mu P + 0,12 \mu P^2 - 0,92P \quad (2.4)$$

Combinando esta equação com a equação 2.1, o efeito da tensão de oxigênio na pele, tempo de exposição e cisalhamento devido à fricção podem ser obtidos a partir da equação seguinte:

$$P_{O_2} = 12 - 1,92 \mu P + 0,12 \mu P^2 - (Pt/3) \quad (2.5)$$

Substituindo o valor permitido de tensão de oxigênio na pele,  $P_{O_2} = 1,3$  KPa, na equação 2.5, a pressão limitada com cisalhamento devido a fricção com  $\mu = 0,0$ ,  $\mu = 0,2$ ,  $\mu = 0,5$  e  $\mu = 1,1$  pode ser determinada como uma função do tempo de exposição (Figura 2.7).



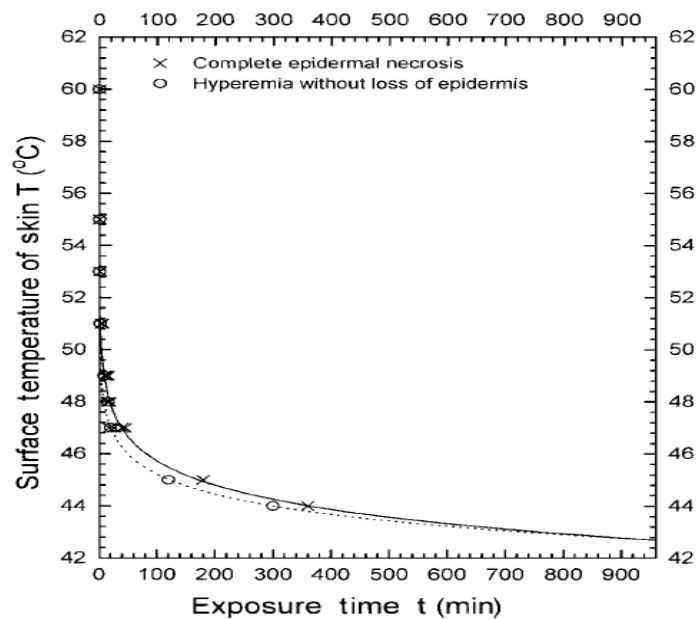
**Figura 2.7 - Efeito do tempo de exposição na formação de úlceras sobre pressão e cisalhamento por fricção [22].**

Os resultados da Figura 2.7 servem de guia para valores permitidos de pressão com diferentes níveis de cisalhamento por fricção correspondentes a tempos de exposição entre 2 e 7 horas [22].

### **Temperatura**

Quando a temperatura ambiente está entre os 20 °C e os 40 °C, a circulação de sangue é estimulada, e portanto a formação de úlceras de pressão é reduzida [22]. Quando a temperatura ambiente é superior aos 42 °C, o tempo de exposição de formação da úlcera decresce rapidamente, como é possível ver na Figura 2.8.





**Figura 2.8-Duração dos limites de exposição de contacto para queimaduras [22].**

Como foi explicado anteriormente, a elevada temperatura ambiente e a humidade levam ao aparecimento da transpiração. A transpiração inicialmente provoca um aumento da fricção e do cisalhamento, o que leva à redução do valor de pressão permitida para evitar o desenvolvimento da úlcera. No entanto, quando uma grande quantidade de suor fica acumulada na pele, como resultado de uma longa exposição à temperatura, a fricção e o cisalhamento na pele diminuem, devido ao efeito da lubrificação através do suor e consequentemente é tolerada um nível de pressão superior sem prejudicar a pele.

### ***Circulação sanguínea e temperatura da pele***

A isquemia ocorre quando a circulação sanguínea nos tecidos é inadequada, originando a morte das células e a necrose dos tecidos. Quando um paciente é reposicionado, a pele que esteve sob pressão será reperfundida [24].

Num estudo para testar os efeitos da pressão intermitente, a pele de 18 porcos foi sujeita a ciclos de 4 horas de 210 minutos de pressão seguidos de 30 minutos de alívio durante 2 dias. A circulação sanguínea diminuiu significativamente e apareceram úlceras de pressão em todos os animais entre as 48 e as 72 horas. Um dos animais foi seguido durante 3 semanas. As lesões começaram como eritemas não branqueáveis e progrediram de acordo com o modelo *top-to-bottom*. Os investigadores concluíram que as úlceras surgiam devido à interrupção repetida da perfusão capilar [25].

Normalmente, a reperfusão depois da estagnação de circulação sanguínea causada pela pressão externa origina uma hiperemia reactiva e a restauração de um tom vascular normal pode ser medido pela temperatura da pele [18], [26].

Uma excelente reperfusão foi demonstrada em pacientes saudáveis cuja temperatura posterior à pressão aumentou em média 3,4 °F (1,89 °C) ( $p = 0,01$ ) comparada com a temperatura antes de ser efectuada a pressão. Após 2 horas de pressão constante, o

mesmo estudo mostrou que havia uma boa reperfusão nos pacientes em cuidados intensivos, que se conseguiam mover sozinhos, a sua temperatura da pele após a pressão, aumentou ( $p = 0,03$ ) 0,83 °F (0,46 °C).

No entanto, após a pressão, a temperatura da pele dos pacientes que não se moviam sozinhos não aumentou. A pouca ou nenhuma mudança entre as temperaturas antes e depois da pressão, pode querer dizer que existe uma má reperfusão do tecido [21].

## **2.2 Como prevenir UPP**

Rapidamente, e de uma forma simplificada, compreende-se que as medidas de prevenção incidem sobre a anulação ou minimização dos factores atrás referidos como importantes factores etiológicos, a pressão, a tolerância tecidular, a mobilidade entre outros.

Paradoxalmente, apesar de se considerar que 85% das UPP são preveníveis [27], hoje assiste-se a uma alta taxa de mortalidade e morbilidade por UPP. Esta constatação leva vários autores a debruçarem-se sobre este problema enaltecendo a prevenção como o mais eficiente método de intervenção [28].

De acordo com Salvadalena [29], o primeiro passo para a implementação de medidas preventivas é o reconhecimento dos doentes de risco para o desenvolvimento das UPP. A pesquisa realizada permitiu constatar que existem vários instrumentos de medida que possibilitam prever o risco de uma pessoa desenvolver UPP. São exemplo as escalas de *Braden*, *Norton*, *Gosnell* entre outros.

A primeira escala para monitorização do risco de UPP descrita na literatura foi desenvolvida em 1962 por *Norton*, *McLaren* e *Exton – Smith* [30], durante o estudo de doentes geriátricos. A partir dessa altura a escala de *Norton* alcançou uma importante difusão por todo o mundo. Esta escala considera cinco parâmetros: o estado mental, incontinência, mobilidade, actividade e estado físico; que podem ser classificados de 1 (indica a pior situação de cada parâmetro) a 4 (indica a melhor situação de cada parâmetro). A pontuação da escala é negativa, de forma que uma pontuação mais baixa indica maior risco. Na sua formulação original uma pontuação igual a 14 ou menor prevê um risco moderado de UPP, e 12 ou menor um risco elevado. Posteriormente, em 1987, *Norton* modificou o ponto de corte para dezasseis.

A escala de *Norton* é muito fácil de utilizar e foi bem validada [31].

Esta escala apresenta alguns problemas: não realiza uma definição operativa dos seus parâmetros; não considera os factores nutricionais; e não considera a fricção sobre a pele.

Existem várias escalas [32], que derivam da escala de *Norton*, as quais adicionam aos 5 parâmetros, outros parâmetros a serem avaliados. Entre elas se encontram:

- Escala de *Gosnell* de 1973, que inclui os 5 parâmetros: estado mental, incontinência, actividade, mobilidade, nutrição e mais 3 parâmetros que não têm pontuação, que são os sinais vitais, aspecto da pele e medicação. A pontuação é igual à escala de *Norton* [33].

- Escala de *Ek* (1987) é a escala de Norton modificada [34]. Acrescenta à escala de Norton básica dois parâmetros nutricionais: ingestão de alimentos e ingestão de líquidos. Foi utilizada em vários estudos realizados em países escandinavos.

Em 1985 foi desenvolvida a *Escala de Waterlow* [32], a partir de um estudo de prevalência das UPP, no qual se encontrou que a escala de Norton não identificava num grupo de risco pacientes que apresentavam úlceras. Depois de rever os factores que intervêm na etiologia e na patogenese das UPP, *Waterlow* apresentou uma escala com 6 sub-escalas: relação altura/peso, continência, aspecto da pele, mobilidade, idade/sexo, apetite, e 4 categorias de factores de risco (má nutrição tecidual, défice neurológico, cirurgia e medicação). A pontuação é positiva, considerando que um paciente é classificado como de risco a partir dos 10 pontos.

A escala de *Waterlow* é utilizada, sobretudo, em Inglaterra. As principais críticas acerca desta escala são: a) tende a classificar, no grupo de risco, pessoas que não têm muito risco; b) é complexa de aplicar devido ao elevado número de parâmetros que tem, e c) estabelece uma pontuação de risco mais elevada para pacientes do sexo feminino do que ao sexo masculino. Foi publicado um estudo onde foi visto que a escala de *Waterlow* simplificada, ou seja, com 4 subescalas (apetite, continência, estado da pele e idade) e uma categoria (diagnóstico de cancro) oferecia melhores valores de sensibilidade e de especificidade do que a escala original.

Por sua vez, em 1985 nos Estados Unidos foi desenvolvida a escala de *Braden* [32], no contexto de um projecto de investigação em centros sócio sanitários com o objectivo de dar resposta a algumas limitações da escala de *Norton*. *Barbara Braden* e *Nancy Bergstrom* desenvolveram a sua escala através de um esquema conceptual onde ordenaram e relacionaram os conhecimentos existentes sobre as UPP, o que as permitiu definir as bases de uma escala de avaliação do risco de desenvolvimento de úlceras de pressão (EVRUPP). Esta escala consta de seis subescalas: sensibilidade, exposição da pele à humidade, actividade física, mobilidade, nutrição, vermelhidão e perigo de lesões cutâneas, com uma definição exacta do que se deve interpretar em cada um destes parâmetros.

A escala de *Braden* é uma escala negativa, ou seja, uma pontuação mais baixa equivale a um risco maior, variando entre os 6 e os 23 pontos. Os pacientes são considerados de risco quando obtêm pontuações iguais ou inferiores a 16.

A escala de *Braden*, como um dos instrumentos disponíveis para a avaliação do risco de desenvolvimento de UPP, foi desenvolvida por *Braden*, e validada para a língua portuguesa por Paranhos, sendo considerada aquela com melhores índices de validação das suas propriedades de medida em diversos países e portanto com melhor poder preditivo [32].

## **2.3 Relação das Úlceras de Pressão com a Temperatura**

De acordo com o *National Pressure Advisory Panel* (NPUAP) a temperatura é identificada como um indicador táctil do desenvolvimento de uma úlcera de pressão

[21]. A medição da temperatura *postischemic* tem sido estudada, como uma maneira de identificar as áreas que estão em risco de desenvolver uma úlcera de pressão.

Foi feito um estudo, com o objectivo de avaliar as diferenças de temperatura entre as áreas do eritema e de tecido saudável à volta do mesmo.

Analisando as diferenças de temperatura entre os locais onde se encontrava o eritema, a temperatura no tecido saudável e à volta do mesmo, os autores de [21] verificaram que o eritema podia estar mais frio ou mais quente que o tecido bom. Em 62% dos locais, onde estava o eritema, houve um aumento da temperatura. O que vem ajudar a comprovar que o eritema, especialmente o aparecimento das úlceras de grau I, envolvem respostas fisiológicas, que fazem com que haja um aumento da temperatura, incluindo um aumento de perfusão ou até uma resposta inflamatória. No entanto, em 23 % dos casos o local do eritema estava mais frio que a zona saudável circundante. O que representa uma resposta sistemática diferente para certos tipos de úlceras de grau I. Em casos onde a “*microvasculature*” está danificada, o sangue fica estagnado nessas zonas, causando assim uma diminuição da temperatura.

Quer o aumento ou a diminuição da temperatura podem ser utilizados para indicar se existe algum problema na pele, mas poderá haver na mesma um problema caso não haja diferença de temperatura. Embora esta conclusão pareça limitar a medição de temperatura com uma ferramenta de diagnóstico clínico, pode ainda ser considerada como um indicador útil da existência de eritema em alguns casos [25].

Sobre a relação das úlceras com a temperatura foi realizado um estudo em porcos. Este foi feito com o intuito de ajudar a prevenir e tratar as úlceras por pressão e também, perceber a relação entre a temperatura, a pressão e o tempo.

Foi efectuado em porcos por estes terem uma pele com características muito semelhantes às dos humanos.

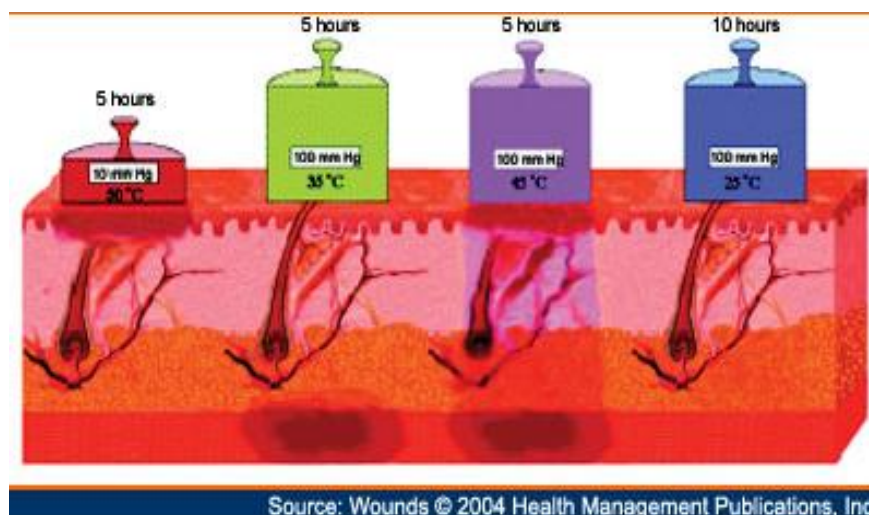
Os autores estudaram especificamente a relação entre a temperatura a pressão e o tempo, na formação de feridas superficiais ou mais profundas.

Para tal foram aplicados 12 discos metálicos (cada um com 51 mm) no dorso do animal. Com pressões a variar entre os 10-150 mmHg (1333 – 20000 Pa), 4 discos foram aplicados por períodos de 1 a 10 horas, enquanto a temperatura era regulada entre os 25 °C a 45 °C.

A gravidade das feridas no tecido está correlacionada com o aumento dos parâmetros aplicados.

Não se verificou nenhum dano no tecido superficial e interno quando aplicados os discos a uma temperatura de 25 graus durante 10 horas. Só se verificaram danos internos na aplicação dos discos a 35 graus por um período de 5 horas e a aplicação de temperaturas mais elevadas por períodos mais curtos causaram danos superficiais e internos [25].

Na Figura 2.9 está uma representação ilustrativa da diferença típica de danos provocados no tecido através das várias combinações de pressão, temperatura, e tempo.



**Figura 2.9-Representação dos danos provocados no tecido, para diferentes combinações de pressão, temperatura e tempo [25].**

As quatro combinações escolhidas representam respostas relativamente dramáticas que foram verificadas nas amostras histológicas. A aplicação de um disco durante cinco horas a uma temperatura de 50 °C e uma pressão de 10mmHg causaram danos nas camadas superiores da pele.

A aplicação de um disco durante cinco horas a uma temperatura de 35 °C e uma pressão de 100 mmHg (13333 Pa) causaram danos nas camadas mais profundas de tecido. Em contraste, a aplicação de um disco durante cinco horas numa temperatura de 45 °C e uma pressão de 100 mmHg (13333 Pa) causaram estrago por todas as quatro camadas do tecido. Se for exercida uma pressão de 100 mmHg, durante 10 horas a uma temperatura de 25 °C, verificaram que não era provocado nenhum dano no tecido, pois a temperatura causa o efeito de *focal cooling* (arrefecimento de uma determinada zona).

Uma das conclusões retiradas deste estudo foi que o *focal cooling* tende a diminuir os danos no tecido, em zonas onde já existem úlceras.

Os autores deste estudo retiraram dados importantes para o desenvolvimento de um dispositivo que analisa a temperatura em várias camadas de tecido, notando que uma diminuição de temperatura de 4 °C – 5 °C na camada mais funda de tecido (músculo) fornecerá protecção suficiente para todas camadas [25].

As úlceras de pressão que iniciam no tecido de um músculo por baixo de uma determinada proeminência óssea e desenvolvem-se de dentro para fora são também conhecidas por *Deep Tissue Injury* (DTI). Este tipo de úlceras está associado à pressão que provoca a destruição dos capilares e induzem a condições de isquemia [26].

Alguns investigadores estipulam que a isquemia por si só não consegue explicar a etiologia das DTI, podendo estar também envolvido outro mecanismo como a má formação celular excessiva.

O objectivo do estudo apresentado neste artigo [26] foi avaliar o funcionamento do tecido muscular, utilizando animais e modelos de elementos finitos.

Neste estudo foram utilizados 11 ratos que foram divididos em 4 grupos. A cada grupo foi exercida pressão sobre o músculo gracilis e foram atribuídas pressões de magnitude 0, 12, 37 e 78 KPa. As medições foram efectuadas durante 2 horas. A duração das medições foi tida em conta, seguindo o *National Pressure Ulcer Advisory Panel*, que sugere que os doentes devem ser reposicionados de 2 em 2 horas de modo a evitar as UPP.

Estas magnitudes foram escolhidas tendo em conta as pressões que são exercidas nos músculos do glúteo dos seres humanos enquanto estão sentados.

Os resultados apresentados neste estudo sugerem que a pressão e o cisalhamento aplicados por períodos de tempo inferiores a 40 minutos não causam isquemia no tecido muscular. Sem pressão externa, o músculo dos ratos pode sobreviver 4 horas de isquemia parcial e cerca de 2 horas com isquemia completa. Esta capacidade dos músculos é utilizada pelos cirurgiões na sua prática diária quando fazem, por exemplo, o transplante e reimplantação de tecido muscular. No entanto, quando há uma carga externa aplicada, a capacidade do tecido muscular sobreviver decai substancialmente. Por exemplo, ao ser aplicada uma pressão de 32 KPa (que causa a morte das células e a deformação do tecido) no tecido muscular, após os 15 minutos de pressão é notória a morte das células.

O rácio da temperatura  $T^*$ , do músculo comprimido sobre a do músculo não comprimido, nos animais, caiu cerca de 10% após 10 minutos (a temperatura do actual do músculo comprimido diminui  $2,4 \pm 0,3$  °C, quando comparada com a do músculo não comprimido) e de seguida  $T^*$  estabilizou. Isto quer dizer que os capilares ficaram obstruídos, ou pelo menos substancialmente obstruídos entre 10 minutos desde o tempo em que a pressão se iniciou. Este resultado vai de encontro com dados previamente publicados que mostraram que, após 15 minutos de uma pressão de 32 KPa ou superior, o tecido muscular ficava danificado [26].

## 3 Sensores e Matrizes de Sensores

Os estudos teóricos, anteriormente apresentados, revelam uma associação entre os factores de risco, nomeadamente a temperatura e pressão, e as UPP.

A monitorização destas variáveis, para a detecção precoce das UPP, impõe-se como recurso imprescindível na sua prevenção. Os sistemas já desenvolvidos não são de utilização comum, provavelmente devido ao seu elevado custo.

O estudo de componentes e sistemas que efectuassem este tipo de medição é apresentado de seguida.

### 3.1 Sensores de Temperatura

Nas secções seguintes são apresentados vários tipos de sensores de temperatura, bem como as suas principais características.

#### 3.1.1 Termistores

Os termistores apresentam grande variação da resistência de seu material semiconductor com a temperatura, devido à variação do número de portadores de cargas e à mobilidade destes. A utilização frequente deste tipo de sensores deve-se ao seu baixo custo, pequenas dimensões e o seu coeficiente de temperatura, que é bem maior do que o da termoresistência de platina [35].

O termistor é um componente destinado a medir variações de temperatura. Devido à importância que esta variável exerce em inúmeras áreas, seja o funcionamento de máquinas, a realização de experiências ou o fabrico de diversos tipos de produtos, a sua monitorização é essencial.

Antes de utilizar este componente, é importante compreender alguns conceitos básicos referentes ao mesmo.

A palavra “*thermistor*” surgiu da junção dos termos *THERMally Sensitive ResisTOR*, de acordo com a simbologia europeia, que é apresentado na Figura 3.1 [35], [36].



Figura 3.1 - Símbolo do termistor utilizado em circuitos electrónicos [35].

Existem dois tipos de termistores, os NTC (*Negative Temperature Coefficient*) e os PTC (*Positive Temperature Coefficient*), assim classificados de acordo com sua resposta em função da temperatura.

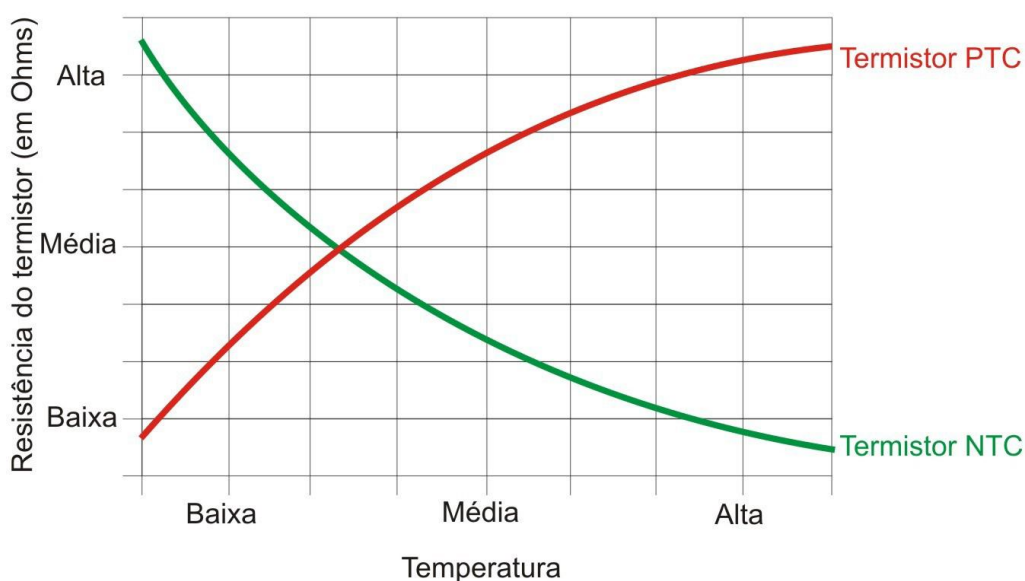
Os termistores NTC são os modelos mais comuns e são feitos de materiais semicondutores simples. O valor da sua resistência diminui quando a temperatura aumenta, ou seja, têm um coeficiente de temperatura negativo.

Os termistores PTC são mais difíceis de serem encontrados, pois são constituídos por elementos mais complexos, logo mais caros. O seu comportamento é contrário ao do NTC, pois o aumento da temperatura faz com que a sua resistência também aumente.

Os termistores PTC são geralmente utilizados para proteger circuitos eléctricos de excessos de corrente, vindo substituir os tradicionais fusíveis [35].

O termistor e o fusível têm o mesmo princípio de funcionamento, a lei de Joule. Quando uma corrente passa por um condutor gera calor proporcional ao quadrado da sua intensidade. Quando a corrente atinge a intensidade máxima tolerável, o calor gerado não se dissipa com rapidez suficiente, fazendo com que o componente derreta e abrindo o circuito para a corrente não passar [37] [38].

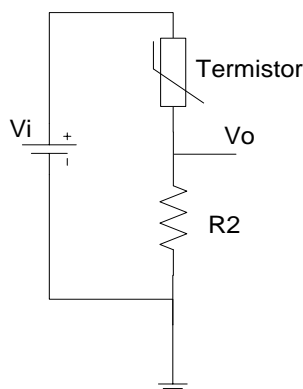
O gráfico da Figura 3.2 mostra como a resistência dos termistores NTC e PTC varia de acordo com a temperatura. São disponibilizados pelos fabricantes vários tipos de termistores, com diferentes características, de modo que o seu funcionamento seja adequado em vários tipos de aplicações [35].



**Figura 3.2 - Gráfico de resposta dos termistores NTC e PTC [35].**

Durante a utilização do termistor é importante ter em consideração que este componente apresenta uma gama limite de funcionamento. A temperatura adequada para a sua utilização varia de acordo com o fabricante e, caso não seja possível obter essa informação, é recomendado não expor o componente a temperaturas acima de 100° C, que é o limite de alguns componentes disponíveis no mercado.

Como o termistor é um sensor resistivo, para efectuar a medição da temperatura, é feita uma ligação em série com outra resistência, como é mostrado na Figura 3.3. O valor da tensão  $V_o$ , irá variar de acordo com a variação da temperatura.



**Figura 3.3 - Divisor de tensão com termistor NTC.**



Ao utilizar um termistor NTC, como é mostrado na Figura 3.3, verifica-se que, com o aumento da temperatura, haverá um aumento da tensão de saída  $V_0$ . De acordo com a fórmula do divisor de tensão, quanto menor for o valor de resistência do termistor, maior será a tensão de saída. No lugar da resistência  $R_2$ , pode ser colocada uma resistência de qualquer valor, desde que não seja muito baixo, para que a corrente eléctrica no divisor de tensão não seja alta.




Este é um dos métodos mais simples para medir a variação da temperatura através de um termistor [35].

Na pesquisa efectuada, foi encontrada uma grande variedade e quantidade de fabricantes de termistores. Cada um destes fabricantes apresenta para cada tipo de termistor um conjunto de características que mostram qual a relação entre este componente e a temperatura, de acordo com o modo de fabrico.

Para a escolha do termistor mais adequado, a ser utilizado no sistema, vários factores foram tidos em conta como: o valor da resistência, a tolerância do valor da resistência, o valor de beta (constante do material do termistor), a temperatura máxima de operação, o custo e as dimensões do componente.

Na tabela 3.1 são apresentados alguns modelos de termistores NTC.

**Tabela 3.1 - Modelos de termistores e as suas características**

| Características do Termistor NTC  | Notas  |
|---|--|
| Resistência: 10 K $\Omega$<br>Tolerância da Resistência: $\pm 5\%$<br>Valor de Beta: 3977<br>Temperatura Máxima de Operação: +200 °C<br>Cerca de 1 €    | <br>Dimensões:<br>- Comprimento do corpo: 4,25 mm<br>- Diâmetro: 1,85 mm |
| Resistência: 10 K $\Omega$<br>Tolerância da Resistência: $\pm 5\%$<br>Valor de Beta: 3977<br>Temperatura Máxima de Operação: +125 °C<br>Cerca de 0,7 €  | <br>Dimensões:<br>- Diâmetro: 3 mm<br>- Comprimento: 4 mm                |
| Resistência: 10 K $\Omega$<br>Tolerância da Resistência: $\pm 2\%$<br>Valor de Beta: 3977<br>Temperatura Máxima de Operação: + 125 °C<br>Cerca de 1,5 € | <br>Dimensões:<br>- Espessura: 3 mm<br>- Largura: 3,4 mm                 |

|  |  |
|--|--|
| <p>Resistência: 10 K<math>\Omega</math></p> <p>Tolerância da Resistência: <math>\pm</math> 0.5%</p> <p>Valor de Beta: 3892</p> <p>Temperatura Máxima de Operação: +150 °C</p> <p>Cerca de 6 €</p>  |  <p>Dimensões:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Diâmetro: 2,4 mm</li> <li>- Comprimento: 76 mm</li> </ul>  |
| <p>Resistência: 10 K<math>\Omega</math></p> <p>Tolerância da Resistência: <math>\pm</math> 0.2%</p> <p>Valor de Beta: 3976</p> <p>Temperatura Máxima de Operação: + 150 °C</p> <p>Cerca de 7 €</p> |  <p>Dimensões:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Diâmetro: 2,4 mm</li> <li>- Comprimento: 200 mm</li> </ul> |
| <p>Resistência: 10 K<math>\Omega</math></p> <p>Tolerância da Resistência: <math>\pm</math> 1%</p> <p>Valor de Beta: 3988</p> <p>Temperatura Máxima de Operação: + 155 °C</p> <p>Cerca de 5 €</p>   |  <p>Dimensões:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Diâmetro: 2,41 mm</li> <li>- Altura: 50 mm</li> </ul>    |
| <p>Resistência: 10 K<math>\Omega</math></p> <p>Tolerância da Resistência: <math>\pm</math> 1%</p> <p>Valor de Beta: 3450</p> <p>Temperatura Máxima de Operação: +300 °C</p> <p>Cerca de 5 €</p>    |  <p>Dimensões:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Diâmetro: 2,3 mm</li> <li>- Altura: 4,1 mm</li> </ul>    |

A escolha centrou-se em termistores com valor de resistência de 10 K $\Omega$ .

A equação que relaciona o valor da resistência do termistor com a temperatura a que o mesmo está exposto é dada pela equação 3.1:

$$R_T = (R_{T_0})^{\beta \left( \frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)} \quad (3.1)$$

onde  $R_T$  é o valor da resistência para um determinado valor de temperatura  $T$ , o valor da resistência à temperatura ambiente  $T_0$  é representada através de  $R_{T_0}$  e  $\beta$  é o valor de beta.

O valor de beta, referido na Tabela 3.1, é uma indicação do declive da curva que representa a relação entre a temperatura e a resistência de um determinado termistor, medido pelo fabricante. Colocando  $\beta$  em evidência, representado na equação 3.1, obtém-se a equação 3.2:

$$\beta = \frac{T_0 T}{T - T_0} \ln \frac{R_{T_0}}{R_T} \quad (3.2)$$

segundo a informação dos autores de [39], quanto maior for o valor de beta maior será a variação da resistência, por grau.

### 3.1.2 Sensor *DermaTherm*

Para medir a temperatura da pele pode ser utilizado um sensor conhecido como *DermaTherm Perfusion*, que são termómetros de cristais líquidos, colocados sobre uma fita de cartão, como é o exemplo apresentado na Figura 3.4 [40].



Figura 3.4 - *DermaTherm Perfusion Monitors* [40].

O método utilizado em [25] para medir a temperatura da pele oferece uma resposta rápida, mas tem um limite de precisão e não pode ser colocado em certas partes do tecido doente. Cada fita apresentada na Figura 3.4 custa cerca de 70 cêntimos [38].

Em alternativa a este método, os autores de [25] testaram um termómetro de infravermelhos, um método não intrusivo, que apresentou valores com melhor precisão, exactidão e com uma resposta mais rápida. Embora o custo seja mais elevado, custando cerca de 283 Euros, foi considerado pelos autores o melhor método para medir a temperatura.

### 3.1.3 Sensor *LilyPad*

O sensor *LilyPad* é utilizado para medir diferenças de temperatura, sendo um exemplo deste tipo de sensor o apresentado na Figura 3.5.

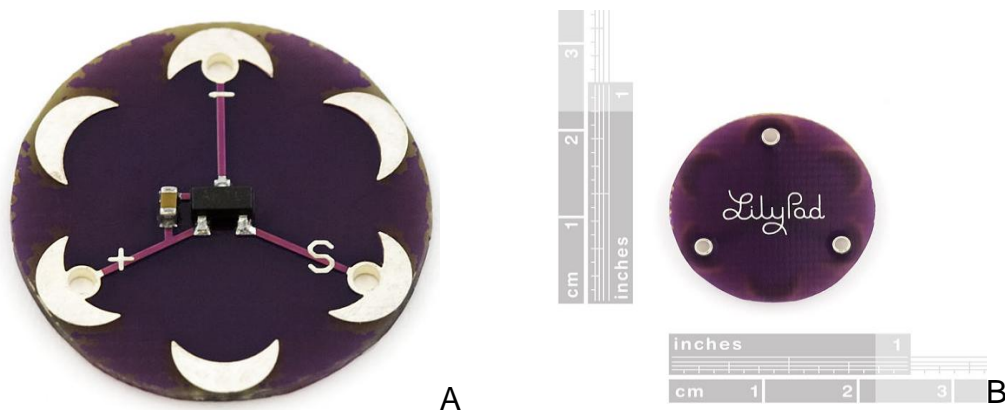


Figura 3.5 – A - Sensor de temperatura *LilyPad*, vista frontal. B - Vista traseira [41].

É constituído por um sensor de temperatura, o termistor MCP9700. Este sensor tem uma saída de 0,5V a 0° C e 0,75V a 25° C, e varia 10 mV por cada grau Célsius. Fazendo a conversão de analógico para digital na linha do sinal, permitirá ao utilizador medir a temperatura ambiente local [41].

É possível com este pequeno sensor detectar o toque tendo como base o calor do corpo e as condições do ambiente. É um sensor desenvolvido com uma tecnologia e – *textile* e foi construído por Leah e a SparkFun.

Cada um dos *LilyPad* foi desenvolvido com grandes conectores permitindo, assim, poderem ser costurados à roupa. Existem várias bases de sensores, de entrada e saída de energia, e são laváveis. Cada unidade tem um custo de cerca 4 euros.

## 3.2 Sensores de Pressão

Na área dos sensores de pressão existem três tipos de mecanismos, que são os capacitivos, os piezoresistivos e os resistivos.

### 3.2.1 Sensores Capacitivos

O sensor capacitivo tem o mesmo princípio de funcionamento que um condensador. Assim, como os condensadores, estes tipos de sensores são formados por duas placas que armazenam cargas opostas. Estas placas são condutoras e separadas por um dielétrico.

Os sensores capacitivos permitem medir um grande número de grandezas físicas, tais como a posição, o deslocamento, a velocidade, e a pressão. Na Figura 3.6 é apresentado um exemplo de um sensor capacitivo de pressão.

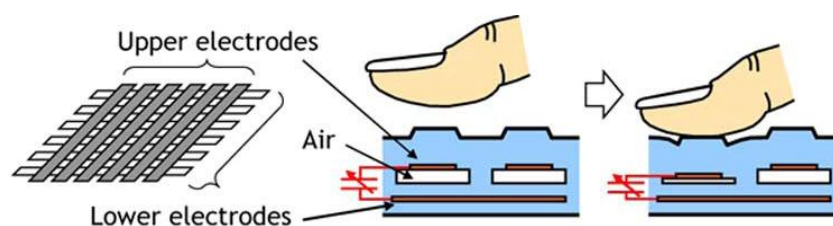


Figura 3.6 - Esquema de funcionamento do sensor capacitivo de pressão [42].

Quando for exercida força sobre o sensor irá haver uma aproximação das placas fazendo com que haja uma alteração no valor da capacidade [40].

### 3.2.2 Sensores Piezoresistivos

Os sensores de pressão piezoresistivos baseiam-se no efeito piezoresistivo apresentado pelos materiais quando são sujeitos a uma força. Esse efeito traduz-se numa variação da resistência eléctrica do material em função da força aplicada [42].

É importante notar que o efeito piezoresistivo é distinto do efeito piezoelétrico. Enquanto os materiais piezoelétricos geram uma tensão quando pressionados ou deformados, os piezoresistivos sofrem uma mudança no valor da sua resistência [35].

Um exemplo deste tipo de sensor é o *Force Sensing Resistors* (FSR). Os sensores FSR são constituídos por duas camadas de polímero (*polymer thick film* - PTF). Em cada camada é definida uma área onde é aplicado um material condutor (prata), seguida por uma camada de tinta condutora. As duas camadas são unidas com uma fita adesiva, formando assim o sensor de pressão.

Quando é aplicada uma força na área activa, o sensor sofre uma diminuição no valor da sua resistência. A sensibilidade à força está optimizada de modo a ser utilizada em dispositivos electrónicos para controlo de toque humano. Estes tipos de sensores não são adequados para medições precisas. A Figura 3.7 mostra como são constituídos [43].

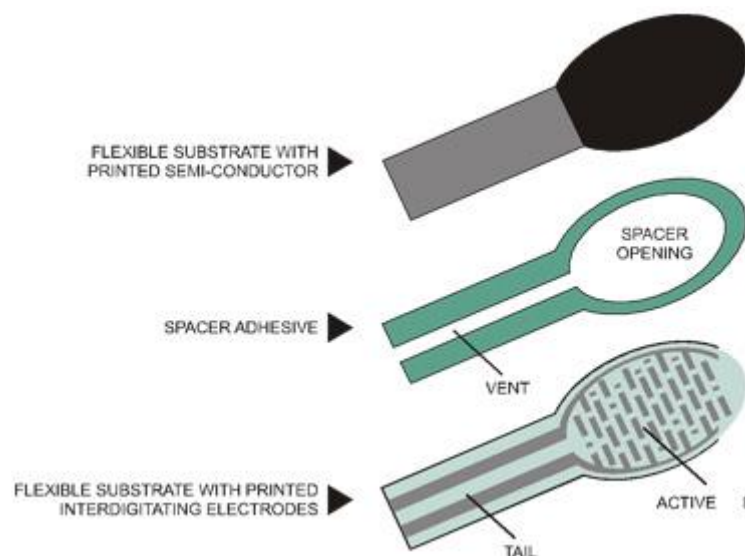


Figura 3.7 - Constituição do sensor FSR [43].

A relação entre força e resistência, mostrada no gráfico da Figura 3.8 ajuda a perceber o comportamento típico de um FSR. Os dados são representados num gráfico de escala logarítmica.

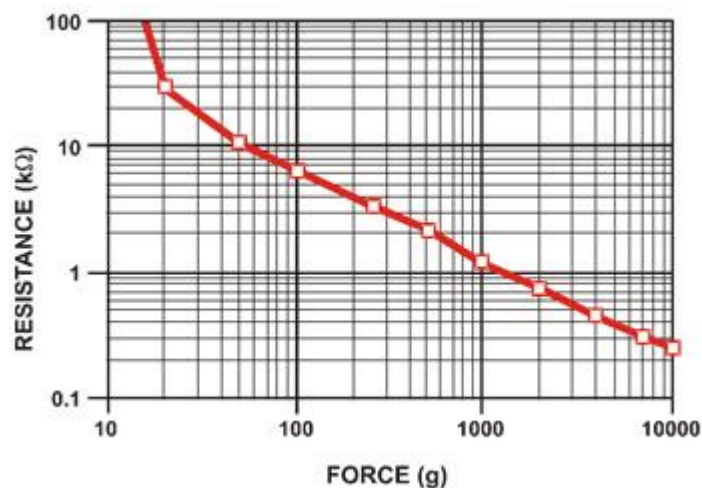


Figura 3.8 - Relação entre a resistência e a força [43].

Os dados apresentados no gráfico da figura foram obtidos através de um sensor com uma área circular de diâmetro igual a 12,7 mm. Para pressionar o sensor foi utilizado um dispositivo com um diâmetro de 10 mm. Segundo os autores de [43], o sensor seguiu uma resposta de característica inversa (aproximadamente  $1/R$ ).

O sensor *Flexiforce*, da empresa *Tekscan* [44], apresentado na Figura 3.9, é um outro exemplo deste tipo de sensor flexível para medir vários valores de pressão.



Figura 3.9 - Sensor *FlexiForce* [44].

Quando uma força externa é aplicada na área sensível, resulta numa mudança da resistência do sensor, que é inversamente proporcional à força aplicada no mesmo. Na Figura 3.10 é apresentado o circuito onde é utilizado o sensor *flexiforce*.

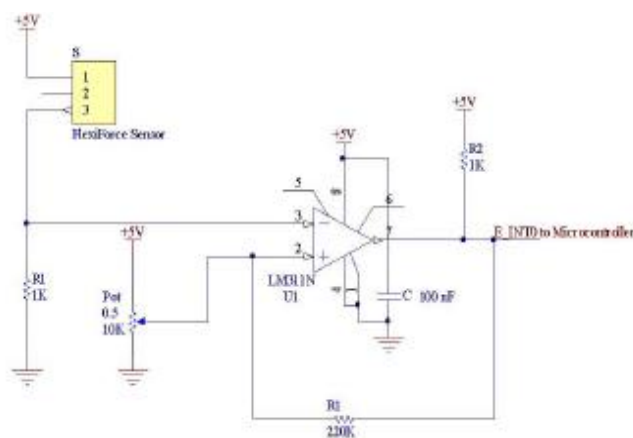


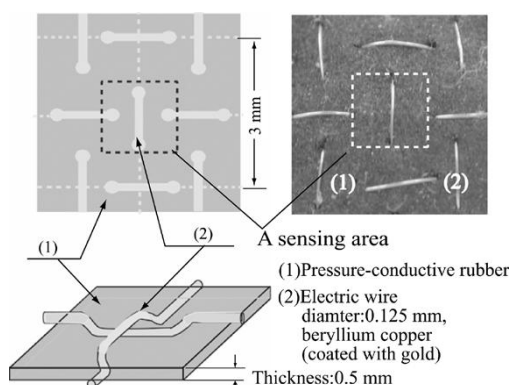
Figura 3.10 - Sistema de medição da pressão [45].

O circuito de medição da pressão utilizado no trabalho de investigação da Universidade de Massey [45], na Nova Zelândia consiste no seguinte: o sensor é colocado debaixo

dos pés de uma cama de modo a determinar se havia alguém deitado na cama ou não. Este sistema serve como alerta, para todas as pessoas de idade que vivam sozinhas, pois assim que detecte algo fora do normal, como por exemplo a pessoa não se levantar da cama, ou até mesmo a pessoa não se deitar após se ter levantado a meio da noite, o sistema acciona um alarme de ajuda para aquela pessoa.

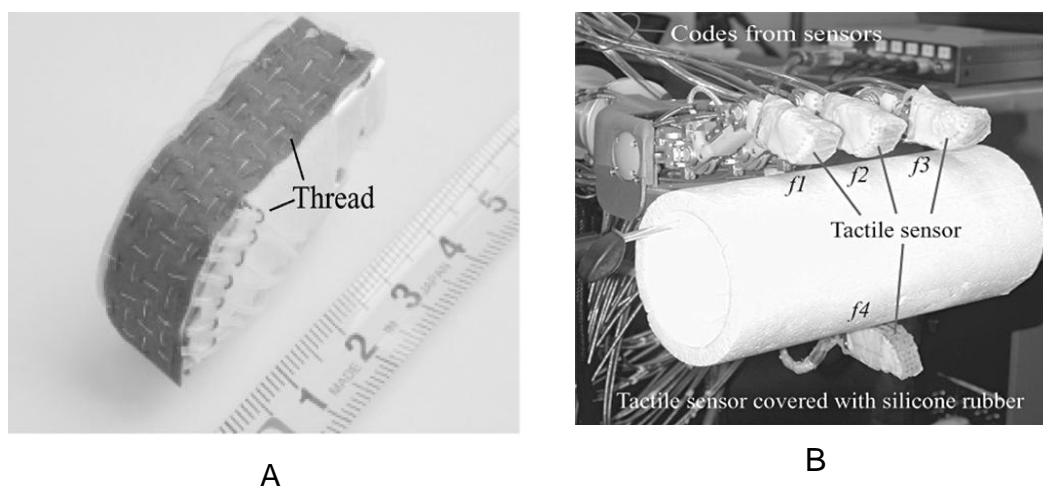
### 3.2.3 Sensores Resistivos

Os sensores de pressão resistivos medem a variação da resistência quando um material resistivo que se encontra entre duas placas é pressionado [42]. A Figura 3.11 apresenta um exemplo de um sensor de pressão resistivo.



**Figura 3.11 - Exemplo de um sensor de pressão resistivo [46].**

Os autores do artigo [46] apresentam um exemplo deste tipo de sensor. Este sensor é constituído por uma borracha condutora de pressão, como se pode ver na Figura 3.11. Neste material são cozidos 2 fios com um diâmetro de 0,125 mm, um na horizontal e outro na vertical, como se encontra ilustrado na Figura 3.12.



**Figura 3.12 – A - Sensor de tacto 3 x 16 [46]; B - Mão de quatro dedos com sensores de tacto em cada um [46].**

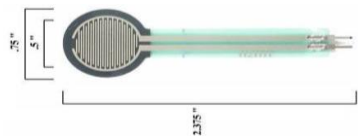
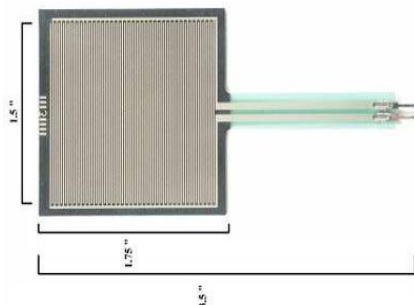
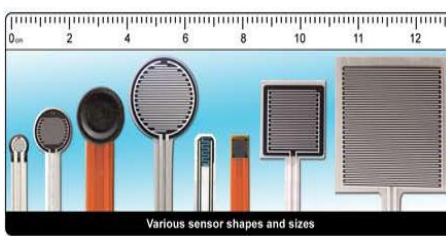

Cada um destes sensores, com uma espessura de 0,5 mm, foi utilizado numa mão robô com quatro dedos, onde foram estudados os comportamentos de sensores em experiências de agarrar objectos com diferentes formas.



### 3.2.4 Tipos de sensores de pressão existentes no mercado

Uma vasta pesquisa foi efectuada na área dos sensores de pressão. Na tabela 3.2 são apresentados alguns modelos.

Tabela 3.2 - Modelos de sensores de pressão e as suas características

| Características dos Sensores de Pressão  | Notas  |
|--|--|
| <p><i>0.5 Inch Force Sensing Resistor</i></p> <p>Área do sensor: 1,27 cm<br/>Largura: 1,91 cm<br/>Comprimento: 6,03 cm<br/>Cerca de: 5 Euros</p> |    |
| <p><i>1.5 Inch Force Sensing Resistor</i></p> <p>Área do sensor: 3,81 cm<br/>Largura: 4,45 cm<br/>Comprimento: 8,89 cm<br/>Cerca de: 7 euros</p> |   |
| <p><i>Free Form</i></p> <p>Um conjunto inclui 16 sensores, cabos, <i>software</i> e <i>hub</i>.<br/>Preço por conjunto cerca de: 4000 Euros.</p> |  |
| <p><i>FlexiForce</i></p> <p>Área do sensor: 9,53 mm<br/>Largura: 14 mm<br/>Comprimento: 152 mm<br/>Cerca de: 10 Euros</p>                        |  |

O sensor adquirido foi o *Flexiforce*, da empresa *Tekscan*, que se encontra representado na 4ª linha da tabela 3.2, com o qual foram feitas algumas experiências de modo a verificar se tinha uma resposta adequada à pressão, a fim de ser utilizado no sistema a desenvolver [44].



### 3.3 Matrizes de Sensores

De modo a construir o circuito de aquisição de dados de uma matriz de sensores fez-se uma pesquisa intensa. A vasta investigação que está a ser feita nesta área revela vários tipos de circuitos.

Apresentam-se, de seguida, alguns exemplos de circuitos utilizados em matrizes de sensores de pressão e de temperatura.

#### 3.3.1 Sensor de Pressão Flexível

Um sensor de pressão flexível foi desenvolvido por investigadores da Universidade de Tóquio. O sensor é constituído por transístores que foram colocados sobre um material flexível e barato como o plástico, como nos mostra a imagem da Figura 3.13 [47].

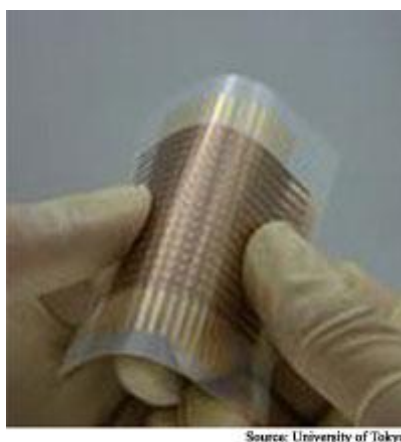


Figura 3.13 - Sensores embebidos numa película de filme [47].

A camada de pressão sensível do protótipo contém partículas de grafite electricamente condutoras que mudam a camada de resistência eléctrica quando é exercida pressão. Esta camada de espessura milimétrica e o eléctrodo de cobre estão laminados a um *array* de transístores orgânicos. De acordo com *Someya*, a camada de pressão sensível e o eléctrodo não são padronizados, apenas a montagem do transístor exige alinhamento, fazendo com que o fabrico seja relativamente simples.

Os sensores são controlados por uma matriz activa, que utiliza um transístor para gravar os sinais de cada sensor no *array*. A matriz activa significa que apenas um transístor está ligado para cada sensor estimulado, o que permite um baixo consumo de energia e um maior controlo do que simples sensores de pressão que ligam sensores em grelhas.

Os transístores orgânicos são considerados maiores e mais lentos do que os transístores de silício utilizados na maior parte dos componentes electrónicos. No entanto, são mais baratos e podem ser fabricados através de um processo de impressão. Muitos investigadores estão a trabalhar para torná-los mais rápidos. Contudo, de acordo com *Someya*, para “*pressure-sensitive skin*” esta versão de transístores lentos e grandes é apropriada, embora seja necessário trabalhar este tipo de transístores para torná-los cada vez mais fiáveis [47].

Segundo os investigadores do projecto [47], este tipo de sistema sensor pode ser utilizado em locais como hospitais, ginásios e carros, na forma de coberturas de uma

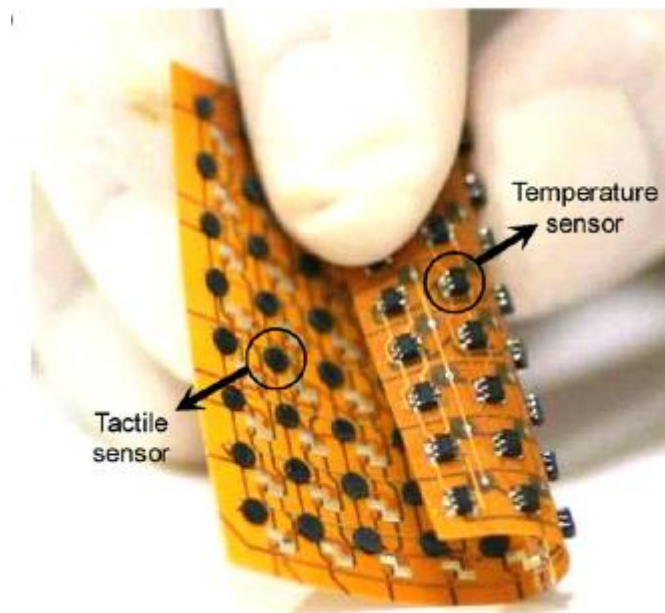
determinada área, para efectuar a monitorização da saúde e do desempenho das pessoas.

Este sistema sensor foi também desenvolvido para ser utilizado como pele para robôs de modo a lhes dar mais sensibilidade ao interagirem com o meio que os rodeia.

Pode ainda ser utilizado em carpetes para, por exemplo, distinguir numa casa as pessoas que lá vivem de estranhos, e nos hospitais para, alertar quando um paciente cai [47].

### 3.3.2 Circuitos de Aquisição de Dados das Matrizes

Como outro exemplo de matrizes de sensores, os autores de [47], apresentam a criação de pele artificial. Este sistema, como mostra a figura 3.14, consiste em duas matrizes 8 por 8, de sensores de temperatura e de pressão (tacto), com o objectivo de serem utilizadas em aplicações para robôs.



**Figura 3.14 - Exemplo das matrizes de sensores de tacto e de temperatura [48].**

Os elementos sensores de tacto e de temperatura estão heterogeneamente integrados numa película flexível de cobre, como se pode ver na Figura 3.14 [48]. Para a construção deste tipo de sensores integrados são utilizadas máquinas e tecnologias específicas.

Cada uma das matrizes tem um circuito de aquisição de dados. Cada um dos circuitos tem dois multiplexadores, para as linhas e para as colunas, como é ilustrado na Figura 3.15. O multiplexador das linhas fornece alimentação aos sensores dessa linha. O multiplexador ligado às colunas recebe os dados de cada um dos sensores, da respectiva coluna.

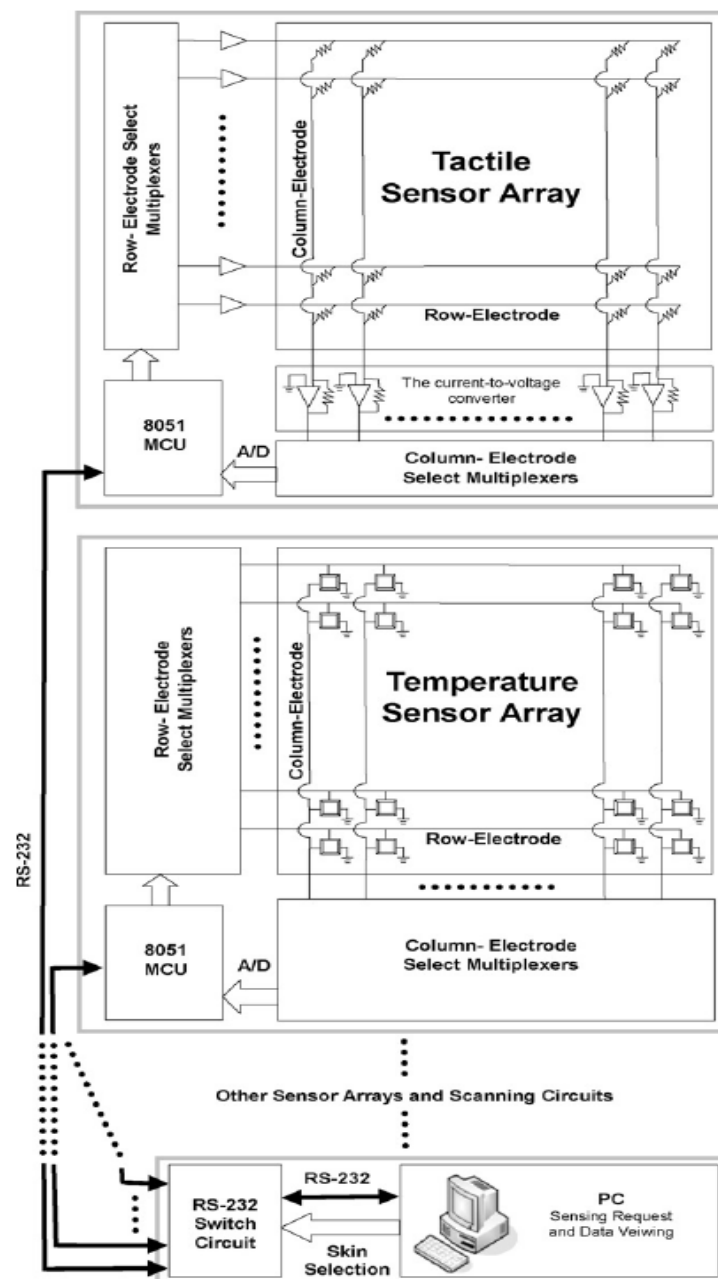


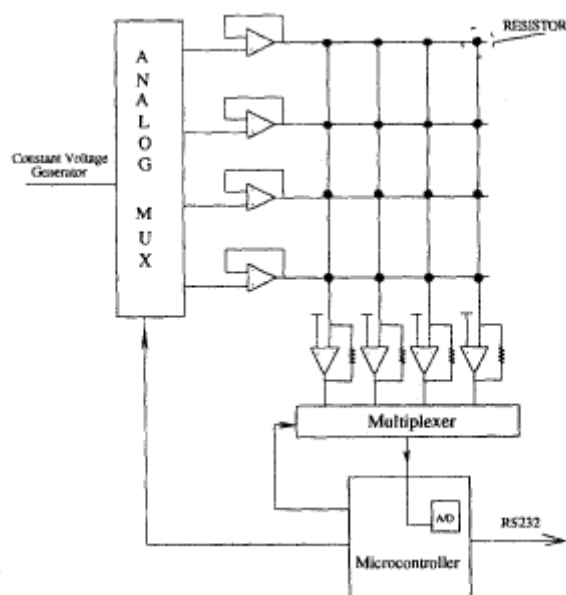
Figura 3.15 - Circuitos de aquisição de dados das matrizes de sensores de tacto e temperatura [48].

Para o circuito da matriz de sensores de tacto, a cada uma das linhas é fornecida uma tensão constante, e associada a cada uma das colunas existe um circuito de terra virtual. No circuito da matriz de sensores de temperatura, cada um dos sensores devolve um valor em tensão. Os valores de ambas as matrizes são enviados para um computador, onde são tratados e podem ser visualizados.

Os autores de [48] apresentam uma nova técnica de fabrico de sensores de pressão (tacto). De acordo com os resultados que obtiveram, a técnica de construção ajudou na redução de *crosstalk* entre cada um dos elementos da matriz.

Outros exemplos são as matrizes de sensores piezoresistivos e resistivos, apresentados pelos autores de [49] - [53]. Em todos estes artigos verifica-se que são utilizados multiplexadores para controlar as linhas e as colunas. A cada uma das linhas é fornecida uma tensão constante através de um *buffer*. Cada um dos sensores sofre

uma variação na resistência, de acordo com a força aplicada, onde é gerada uma corrente que será convertida em tensão através do circuito conversor corrente – tensão ligado no fim de cada coluna, como mostra a Figura 3.16 [51].

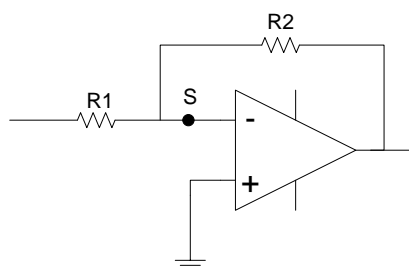


**Figura 3.16 - Circuito de aquisição de dados de uma matriz de sensores piezoresistivos [51].**

Por fim, a tensão obtida para cada elemento da matriz é enviada para um microcontrolador, onde é convertida através de um conversor analógico/digital e enviada para um computador.

Um problema que surge numa matriz de sensores é o efeito de *crosstalk* entre os vários nós sensores, ou seja, devido às várias correntes que percorrem as linhas e as colunas da matriz, é gerada uma interferência nos sensores não seleccionados, alterando o valor final medido do sensor seleccionado. Para qualquer um dos artigos referidos anteriormente, as soluções apresentadas para o circuito aquisição de dados apenas minimizam o *crosstalk* eléctrico, em nenhuma delas se verifica a eliminação total do mesmo.

A solução que é apresentada para minimizar o *crosstalk* pelos autores de [49] - [53] é o circuito de terra virtual associado ao final de cada coluna da matriz. Na Figura 3.17 é apresentado um exemplo de um circuito de terra virtual.



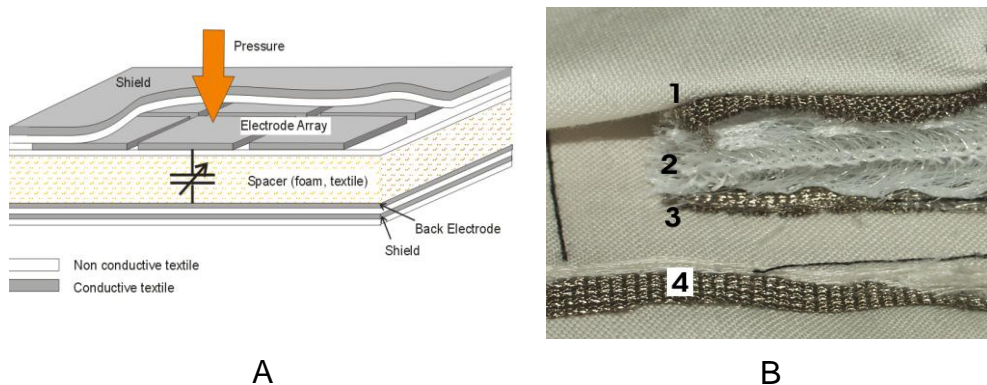
**Figura 3.17 - Circuito que implementa terra virtual.**

Os amplificadores operacionais, podem ser utilizados para implementar várias operações matemáticas simples como a soma e a subtracção. Estas e outras operações são geradas através de variações das configurações inversora e não inversora do amplificador operacional. O esquema de terra virtual tem como base a configuração inversora. Ou seja, a entrada positiva do amplificador está directamente

ligada à terra, fazendo com que o ponto S, no esquema da Figura 3.17 esteja sempre a 0 V. A este ponto é dado o nome de terra virtual [54]. Este tipo de configuração é também conhecida como circuito conversor corrente – tensão.

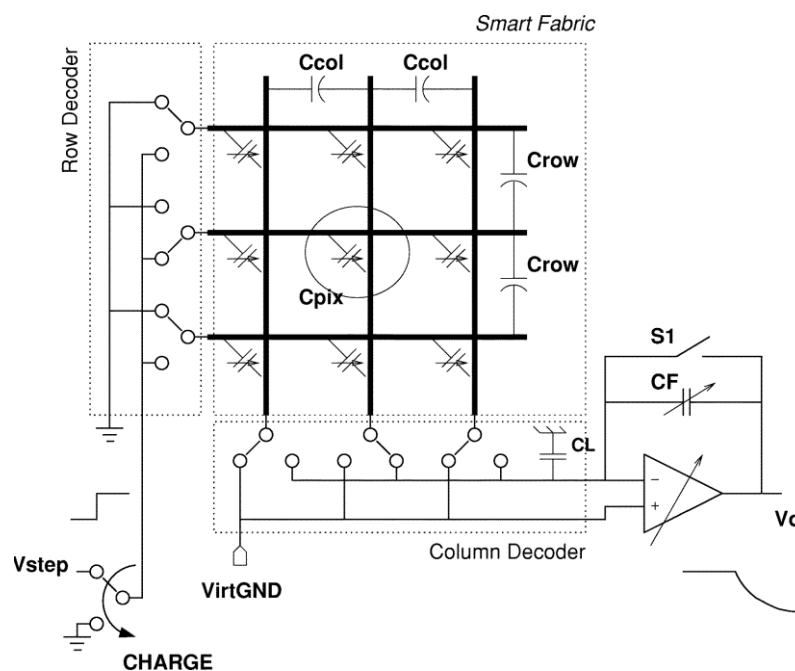
As matrizes de sensores de pressão capacitivos costumam ser muito utilizadas em tecidos, para simular pele artificial no caso dos sensores de tacto [42], e para medir a pressão de objecto sobre o tecido, no caso do sensor de pressão [55], [56].

Ilustrado na Figura 3.18 está um exemplo de uma matriz de sensores de pressão construída num tecido e apresentada no artigo [57].



**Figura 3.18 – A - Matriz de sensores de pressão capacitivos construídos no tecido; B - Exemplo de um elemento sensor. 1,3: Tecido Condutor, 2:Duas camadas de material compressível, 4: Protecção [57].**

Este tipo de matriz de sensores é utilizado para prevenção de úlceras por pressão. O circuito de aquisição de dados de uma matriz de sensores de pressão capacitivos é semelhante ao circuito dos sensores resistivos (Figura 3.19).



**Figura 3.19 - Circuito de aquisição de dados de uma matriz de sensores de pressão capacitivos [57].**

Quando for seleccionada uma determinada linha e coluna, as restantes linhas e as colunas têm de estar ligadas a uma terra virtual para evitar o *crosstalk*.

Quando uma célula é seleccionada através do multiplexador das linhas e das colunas, um sinal é aplicado e o *switch*  $S_1$  fecha de modo a fazer um *reset* ao amplificador. O condensador correspondente à célula seleccionada é carregado até um determinado valor de tensão,  $V_{step}$ . Quando o *switch* da tensão  $V_{step}$  faz ligação à terra, a carga armazenada na célula seleccionada é transferida para o condensador  $C_F$  e é gerada uma tensão de saída  $V_o$  [42], [57].

### **3.4 Sistemas Sensores de Pressão / Temperatura**

#### **3.4.1 Projecto MEDTEX**

Os promotores do projecto designado “*MEDTEX – Revestimentos Têxteis Inteligentes para Acamados e Pessoas com Mobilidade Reduzida*” visam integrar sinergicamente soluções avançadas de materiais têxteis, sistemas electrónicos, ergonomia, *design* e de construção, no desenvolvimento de uma nova estrutura electrotêxtil multifuncional, passível de ser aplicada em produtos têxteis no âmbito da saúde e medicina humana. Este projecto tem por objectivo minimizar o desconforto e as feridas dos doentes acamados ou imobilizados em cadeiras de rodas [58].

Esta estrutura “inteligente” poderá ser adaptada a diversas aplicações, particularmente, no revestimento de colchões hospitalares em unidades de cuidado intensivo ou alas de internamento para doentes acamados ou com limitações funcionais de movimento, permitindo monitorizar o tempo de permanência de um paciente numa determinada posição anatómica, revelando os pontos de pressão mais activos, e emitindo, caso se justifique, um alarme para correcção da posição do paciente. Outros campos de utilização preferencial são os revestimentos para cadeiras de rodas, resguardos para braços e pernas, e ainda, calçado ortopédico.

Segundo o Professor Nuno Belino, coordenador da equipa do projecto, os sensores que as estruturas têxteis em estudo irão incorporar serão do tipo piezoeléctricos/piezoresistivos, não estando completamente afastada a hipótese de tentarem utilizar também sensores do tipo capacitivo. Também está em aberto a utilização de polímeros condutores do tipo polipirrol ou polianilinas. Quanto aos tecidos, mais propriamente às estruturas têxteis que estão a pensar utilizar, são de três tipos: o primeiro tipo consiste numa malha do tipo *sliver knit* (imagine-se um velo de carneiro aberto em cima de uma cama); o segundo caso é uma estrutura convencional tecida, tela tripla, ou seja, um tecido normal tem duas séries de fios uma teia e outra a trama, neste caso são três teias e três tramas; e, por último, uma estrutura não convencional do tipo não tecido, imagine-se um colchão de espuma feito com fibras sintéticas.

Este tipo de produtos proporciona uma ajuda à protecção das zonas do corpo envolvidas na acção mecânica de suporte e de movimento, melhorando ainda o conforto através da absorção da humidade e da permeabilidade ao vapor de água, criando um microclima que promove a regulação da temperatura corporal e da humidade, maximizando o conforto termofisiológico do paciente.

O projecto terá a duração prevista de dois anos e engloba um conjunto de parceiros estratégicos com equipas multidisciplinares que actuam em diferentes vertentes de conhecimento e áreas de intervenção complementares. Este consórcio é constituído por uma empresa promotora produtora da matéria-prima, detentora da cadeia produtiva

e do circuito logístico de distribuição (QSC) e por duas entidades do SCTN, que são a UBI e o INOV – INESC [58]

### 3.4.2 Pressão

O sistema realiza a medição da pressão [59], através de vários sensores distribuídos por uma cama, conseguindo realizar também a detecção de movimentos como levantar-se, voltar-se, graças ao modelo de integração de esqueleto e superfície, como se pode ver na Figura 3.20.

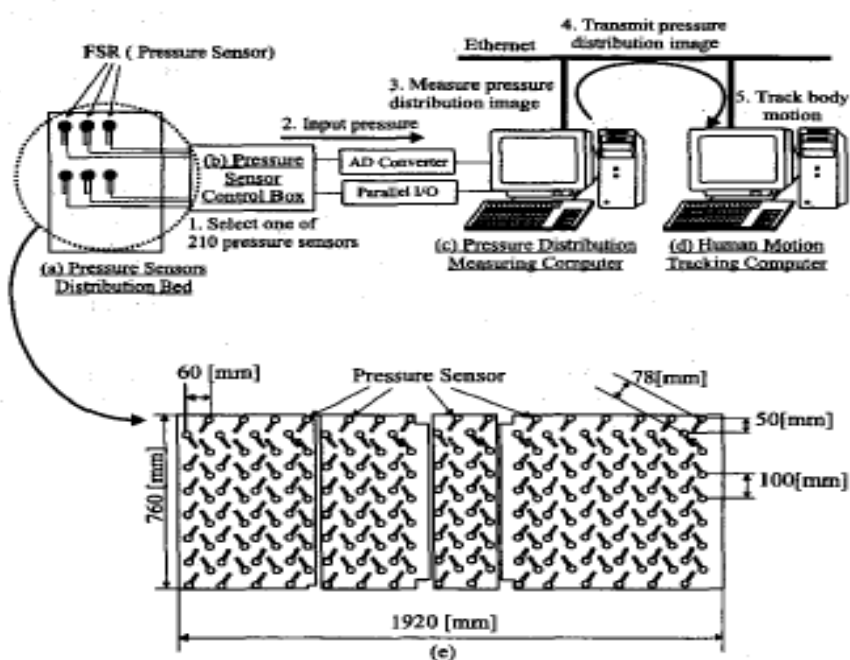
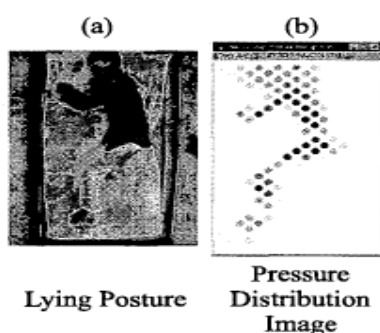


Figura 3.20 - Sistema de detecção de pressão [59].

Este sistema consiste numa cama com sensores de pressão distribuídos (Figura 3.21.B), uma caixa de controlo dos sensores, um computador que mede a distribuição da pressão e um computador para a detecção de movimento. O computador que mede a distribuição da pressão envia os dados que adquiriu ao computador que detecta o movimento. O computador que recebe os dados e, através de um algoritmo, reproduz a imagem referente ao conjunto de dados adquiridos, como é exemplificado na Figura 3.21.A [59].



Lying Posture

Pressure Distribution Image

A



B

Figura 3.21 – A - Imagem da distribuição da pressão [59]. B – Cama de pressão [60].



Na cama estão distribuídos 210 sensores de pressão, como mostra a Figura 3.21.B [58]. Os sensores utilizados são os *Force Sensing Resistors* (FSR), já referidos anteriormente na tabela 3.2 de sensores de pressão. O FSR é um sensor de película, que é feito através de um polímero piezoresistivo [61].

A dimensão da cama é de 1920 x 760 x 17 mm. A distância entre cada sensor é de 78 mm. O colchão tem com cerca de 50 mm de espessura, está sobre esta cama de sensores.

### 3.4.3 Pressão e Temperatura

Um sistema construído a partir de matrizes de transístores orgânicos (Figura 3.22.A) é apresentado no artigo [62]. É constituído por duas redes de sensores, uma de sensores de pressão e a outra rede de sensores de temperatura. A rede de sensores de pressão é constituída por *arrays* de transístores de efeito de campo (Figura 3.22.B), que são colocados sobre uma película de filme com uma espessura de 75 µm. Esta película é processada através de uma máquina para ficar em forma de rede, como mostra a Figura 3.22.C.

Na rede de sensores temperatura os transístores orgânicos são utilizados como tipos de folhas de sensores térmicos (Figura 3.22.D). A estrutura é muito semelhante à de células solares. Esta película é também processada com uma máquina para ficar com a estrutura de uma rede.

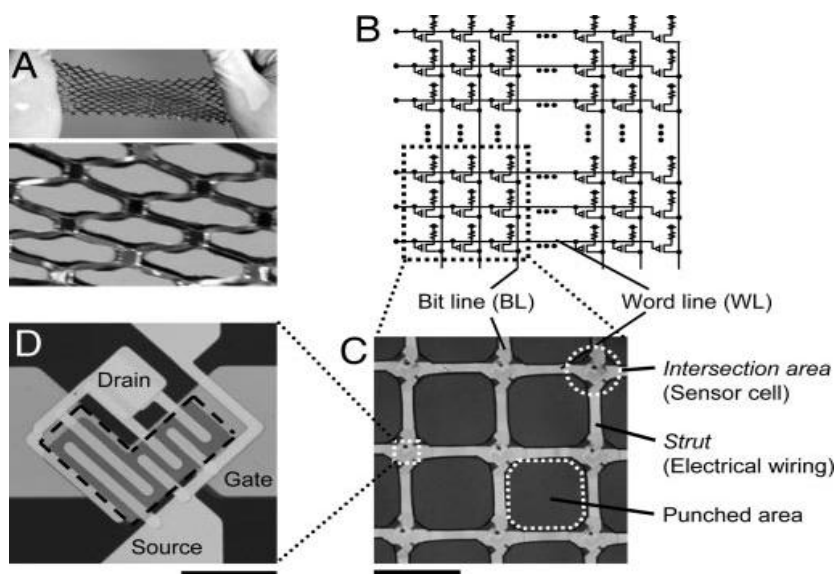


Figura 3.22 - Constituição do sensor [62].

Ambas as redes são contraplacadas com uma pasta de prata através de um *microdispenser*.

A matriz de sensores é construída numa película de filme em forma de rede. São implementados sensores de pressão e temperatura, como se pode ver na Figura 3.22 [62].



## 3.5 Sistemas Comerciais

### 3.5.1 Temperatura

O *Tactilus* é um sistema de sensores de temperatura construído para medir a distribuição e a magnitude da temperatura entre a pessoa e o colchão onde esta está deitada, como mostra a Figura 3.23 [63]. É comercializado pela empresa *Sensor Products Inc.*

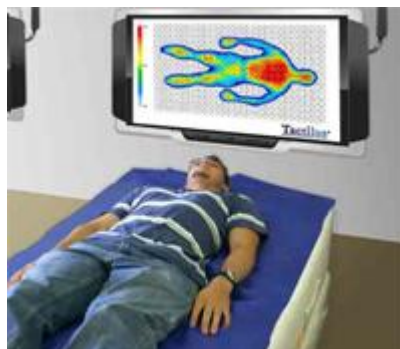


Figura 3.23 - Sistema *Tactilus* [63].

A arquitectura deste sistema permite ainda que seja possível obter informação sobre a temperatura e a pressão na mesma base electrónica. As pequenas células “sensitivas” cobrem toda a superfície da manta, permitindo a análise discreta da temperatura em qualquer ponto da região de contacto. Os dados são capturados nos pontos sensíveis e a informação é tratada através de um *software* do sistema, sendo gerados mapas coloridos com os valores da temperatura e outros tipos de relatórios detalhados.

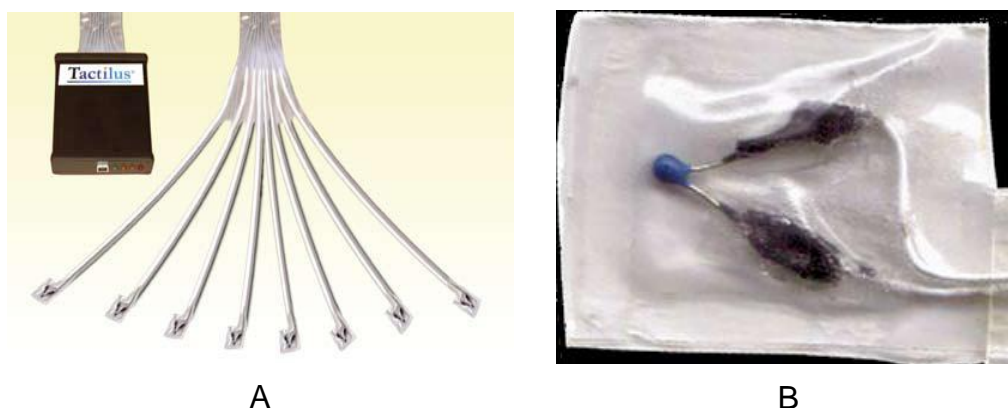
Na tabela 3.3 estão descritas as especificações do sistema:

Tabela 3.3 – Características do sistema

| Características do sistema    |                                |
|-------------------------------|--------------------------------|
| <i>Tecnologia</i>             | Termistor                      |
| <i>Medição da Temperatura</i> | 68 °F – 104 °F (20 °C – 40 °C) |
| <i>Pontos de sensíveis</i>    | Acima de 512                   |
| <i>Área total de sensível</i> | Acima de 66 x 193 cm           |
| <i>Velocidade de Scan</i>     | Acima de 10 Hertz              |
| <i>Resolução espacial</i>     | 1,3 cm <sup>2</sup>            |
| <i>Espessura</i>              | 0,7 mm                         |
| <i>Precisão</i>               | ±10 %                          |
| <i>Repetibilidade</i>         | ±2 %                           |
| <i>Histerese</i>              | ±5 %                           |
| <i>Não – linearidade</i>      | ±1,5 %                         |

O sistema tem um custo de cerca 8 mil Euros. Poder ser alugado durante 2 semanas por 1400 Euros.

O sistema *Tactilus Free Form – T* consiste numa série de 8 pontos sensores (Figura 3.24.B), que estão interligados a um único *hub* onde são recolhidos os dados, como mostra a Figura 3.24.A [63].



**Figura 3.24 - A - Sistema de 8 pontos de sensores de temperatura. B - Nó sensor [63].**

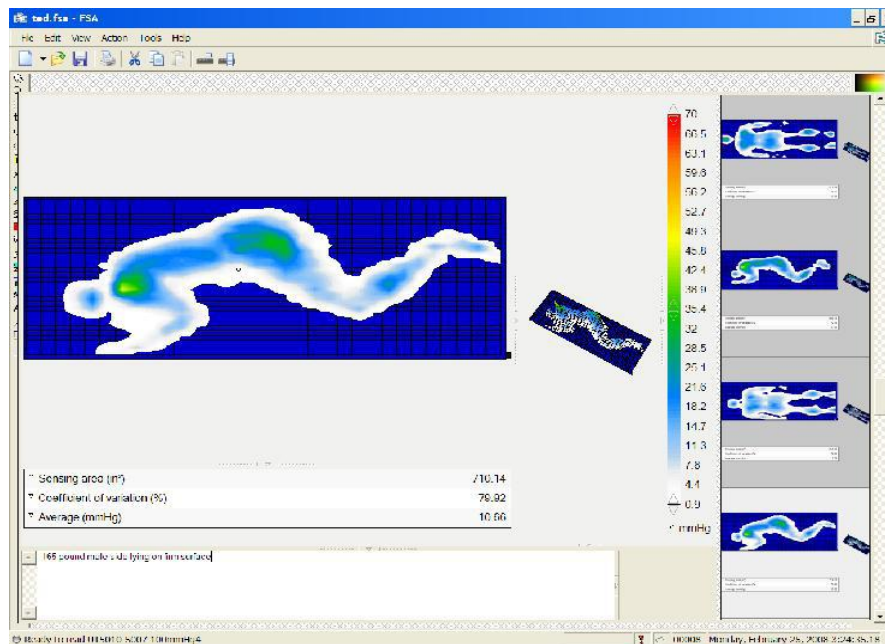
Estes pontos sensores são colocados em posições escolhidas pelo utilizador, entre duas superfícies de contacto. O elemento recolhe e envia a informação para o computador, onde é criado o mapa da temperatura obtida da superfície. Na tabela 3.4 são apresentadas as principais características do sistema.

**Tabela 3.4 – Principais características do sistema**

| Características do sistema    |                                |
|-------------------------------|--------------------------------|
| <i>Tecnologia</i>             | Termistor                      |
| <i>Medição da Temperatura</i> | 68 °F – 158 °F (20 °C – 70 °C) |
| <i>Pontos de sensíveis</i>    | 8                              |
| <i>Dimensões do sensor</i>    | 3 mm x 3 mm                    |
| <i>Velocidade de Scan</i>     | Acima de 10 Hertz              |
| <i>Espessura</i>              | 2 mm                           |
| <i>Precisão</i>               | ±10 %                          |
| <i>Repetibilidade</i>         | ±2 %                           |
| <i>Histerese</i>              | ±5 %                           |
| <i>Não – linearidade</i>      | ±1,5 %                         |

O sistema inclui: os elementos sensores, o controlador electrónico, o *software* e os cabos.

A empresa canadiana *FSA Vista Medical*, apresenta um sistema de sensores de temperatura, apresentado na Figura 3.25. É uma manta com uma área de 68cm x 192 cm, constituída por uma matriz de 16 x 32, com 512 sensores [64].



**Figura 3.25 - Software de visualização do sistema de temperatura [64].**

O sistema inclui o *software* de visualização e tem um custo de cerca 7 mil Euros.

### 3.5.2 Pressão

De forma análoga à temperatura, o *Tactilus Free Form* da Figura 3.26 é um sistema de sensores de pressão que dá ao utilizador flexibilidade de utilização, pois tem diversos sensores de várias formas e tamanhos. Desenhado para topografias curvilíneas e multi-eixos, este sistema de sensores fornece aos seus utilizadores a capacidade de recolher e assimilar a informação vinda de mais de 32 sensores simultaneamente em diferentes locais.



**Figura 3.26 - Sistema *Tactilus Free Form* [63].**

Esta nova abordagem de mapeamento da pressão em contacto com uma superfície mantém a integridade e a utilidade dos dados enquanto fornece aos utilizadores a capacidade de formar a sua própria matriz de sensores [63].

As principais características do sistema são apresentadas na tabela 3.5.

**Tabela 3.5 - Principais características do sistema**

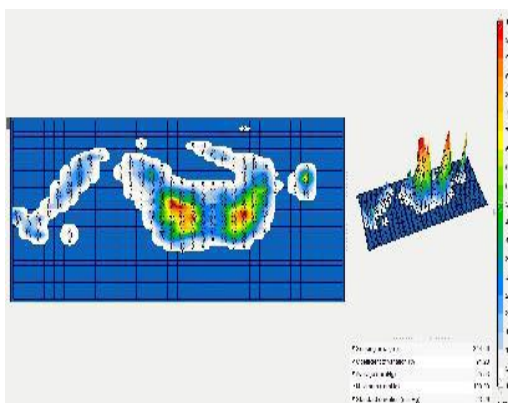
| Características do sistema    |  |
|-------------------------------|--|
| <i>Tecnologia</i>             | Resistiva                                  |
| <i>Medição da Pressão</i>     | 0 – 250 PSI (0 – 14,1 Kg/cm <sup>2</sup> ) |
| <i>Dimensões</i>              | 2 a 12 mm                                  |
| <i>Espessura</i>              | 0,25 mm                                    |
| <i>Durabilidade</i>           | Acima de 1000 utilizações                  |
| <i>Corrente recomendada</i>   | 5 mA                                       |
| <i>Alimentação</i>            | 3 – 6 V (DC)                               |
| <i>Medição de Temperatura</i> | 0 °F – 113 °F (0 °C – 45 °C)               |
| <i>Resolução espacial</i>     | 1,3 cm                                     |
| <i>Resistência</i>            | 0 MΩ a 500 Ω                               |
| <i>Velocidade de Scan</i>     | 100 a 1000 Hertz                           |

O sistema inclui: os elementos sensores, o controlador electrónico, o *software* e os cabos.

A empresa *FSA Vista Medical* também apresenta dois sistemas de sensores de pressão. O sistema da Figura 3.27.A inclui: *software* 4D (Figura 3.27.B), uma manta 32x32 com 1024 sensores, um módulo de interface de computador e um conjunto de calibração manual. O preço ronda os 8 mil Euros.



A



B

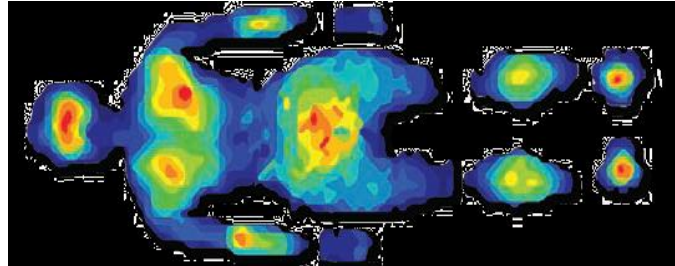
**Figura 3.27 – A - Sistema de pressão *Vista Medical*. B – *Software* de visualização [64].**

Existe outro sistema de sensores de pressão, que é constituído por: um *software* 4D, uma manta de 32 x 64 com 2048 sensores, dois módulos de interface de computador e um conjunto de calibração manual. Tem um custo de 11 mil Euros [64].

A empresa americana *Tekscan* apresenta um sistema de sensores de pressão (Figura 3.28.A). O sistema base é constituído por duas mantas de 2048 sensores, com um tamanho de 942,8 mm x 471,4 mm. Este sistema inclui o *software* de visualização de dados a 3 dimensões em tempo real, como mostra o exemplo da Figura 3.28.B.



A



B

**Figura 3.28 – A - Sistema de pressão *Tekscan*. B – Software de visualização [65].**

O custo do sistema base é de os 5 mil Euros. O preço varia consoante o número de mantas que o cliente necessitar [65].

## 4 Sistema Desenvolvido

O sistema desenvolvido envolveu a construção de uma matriz de sensores de temperatura de 8x8, com a qual foi testado o circuito de aquisição de dados da mesma.

A análise dos sensores de pressão piezoresistivos contribuiu para a escolha do sensor de pressão mais adequado para a matriz de pressão criada. Dada a dificuldade em obter sensores de pressão que respondessem à necessidade do projecto, foram construídos 256 sensores de pressão, que passaram por um processo de calibração e teste.

O protótipo composto por uma matriz de sensores de pressão e temperatura destina-se à aplicação em superfícies de contacto para monitorização da temperatura e da pressão, variáveis relacionadas com o aparecimento das UPP.

### 4.1 Medição de Temperatura através de um Termistor

A medição de temperatura hoje em dia é fundamental em várias áreas das ciências e da tecnologia, pois é uma variável com grande influência na alteração física e química do material ou tecido onde actua.

Para medição da temperatura através de um termistor, com vista à obtenção da sua curva característica, utilizou-se o circuito da ponte de *Wheatstone*. É constituído por uma fonte de tensão, quatro resistências, onde três são conhecidas e a quarta é a incógnita. Num dos braços da ponte está colocado um potenciômetro e no outro uma resistência de valor desconhecido. Segundo os autores de [66], se o valor das quatro resistências for igual, a sensibilidade da ponte é máxima. Se alguma delas variar, o valor da tensão medida entre os braços da ponte também varia.

Segundo os autores do artigo [36], o termistor é um sensor que exige uma corrente de excitação, gerando assim energia térmica que tende a aumentar a sua própria temperatura. Para não comprometer a exactidão das medidas, o termistor deve funcionar numa condição de dissipação de potência desprezável, isto é, o auto-aquecimento do termistor devido à corrente de excitação deve ser desprezável. Os autores recomendam que a corrente de excitação não seja maior que 100  $\mu\text{A}$ , para que as variações de temperatura da ordem dos 0,1  $^{\circ}\text{C}$  possam ser medidas com fiabilidade.

A Figura 4.1 apresenta o circuito utilizado para a medição da tensão com a variação da temperatura.

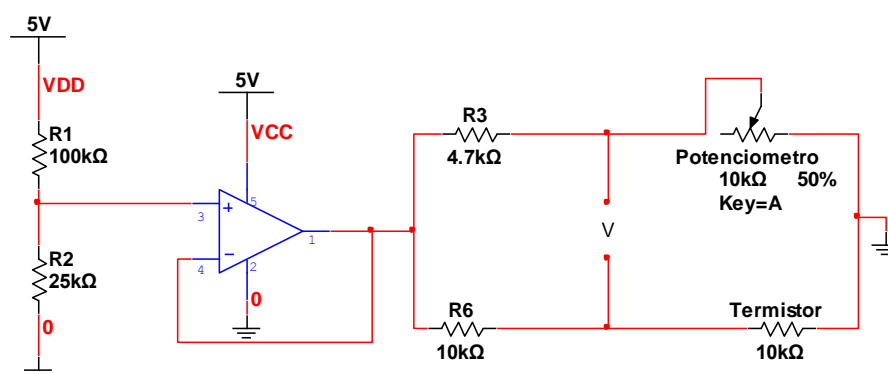


Figura 4.1 - Circuito de medição da tensão com a variação da temperatura.



Na primeira parte do circuito, à saída do divisor de tensão formado pelas resistências  $R_1$  e  $R_2$ , o valor de tensão é aproximadamente 0,9 V. Este valor de tensão foi calculado tendo em conta o valor da corrente de excitação do termistor e o valor da resistência do termistor a uma temperatura de 25 °C, que é de 10K $\Omega$  de acordo com a folha de características do termistor NTC 2381 640 5103 [67], para que a corrente seja inferior a 100 mA.

O circuito seguidor de tensão da Figura 4.1 funciona como um *buffer* fazendo com que a tensão à entrada da ponte seja sempre a mesma. Foi utilizado o amplificador LM358 [68]. No circuito da ponte de *Wheatstone* existem duas resistências, uma de 4,7 K $\Omega$  e outra de 10 K $\Omega$ , um potenciômetro de 10 K $\Omega$  e um termistor NTC de 10 K $\Omega$ . A resistência de 4,7 K $\Omega$  e o potenciômetro de 10 K $\Omega$ , regulado para um valor próximo de 4,7 K $\Omega$ , foram escolhidos de modo a haver um ponto de equilíbrio na ponte.

Com o circuito da Figura 4.1, várias experiências com água fria e quente foram feitas de modo a obter a relação da temperatura com a tensão de saída.

Em todas as experiências feitas, a faixa de temperatura utilizada esteve entre os 0 °C e 60 °C. Para a faixa de temperatura entre os 0 °C e os 20 °C utilizou-se um recipiente com gelo e água. Foi feita a medição dos resultados da temperatura mais fria, até o gelo passar ao estado líquido e a água ficar à temperatura ambiente. O inverso foi efectuado, para a faixa de 20 °C a 60 °C, utilizando-se uma chaleira eléctrica para aquecer a água e foram medidos os resultados das temperaturas mais quentes para as mais frias, conforme a água ia arrefecendo.

Durante as experiências realizadas, foi usado o termistor NTC 10K3A1B de 10 K $\Omega$ , que é apresentado na Figura 4.2.



**Figura 4.2 - Termistor NTC de 10 K $\Omega$  [69].**

De acordo com a folha de características [69], o termistor da Figura 4.2 tem uma tolerância de  $\pm 0,5\%$  e o valor de beta é 3892. Os valores da relação entre resistência e temperatura, apresentados no gráfico da Figura 4.3, foram retirados através da experiência descrita anteriormente.

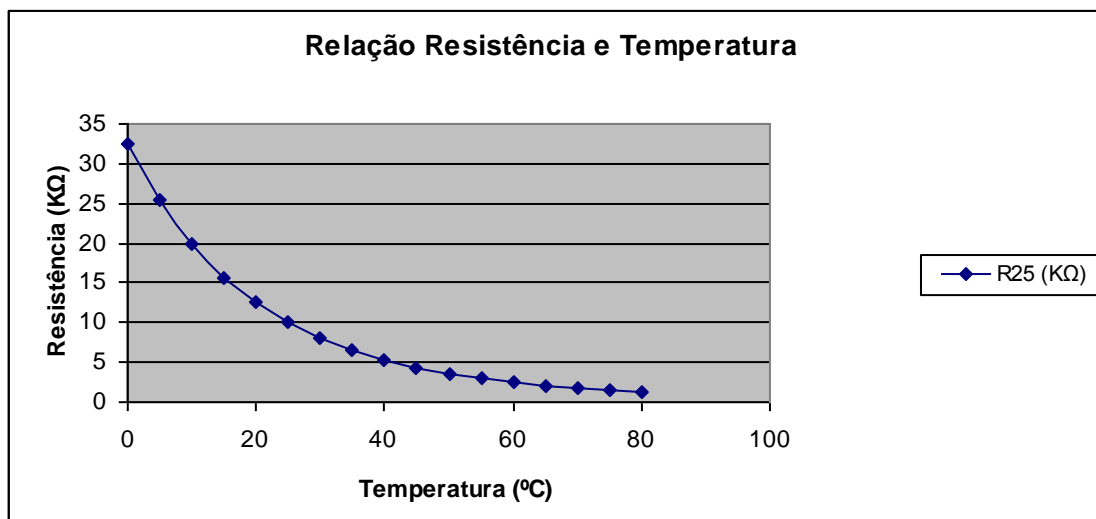


Figura 4.3 – Gráfico da relação da resistência com a temperatura.

A relação entre o valor da tensão de saída do circuito da Figura 4.1 com a variação da temperatura está representada na Figura 4.4. Quanto maior for o valor da temperatura maior é o valor de tensão.

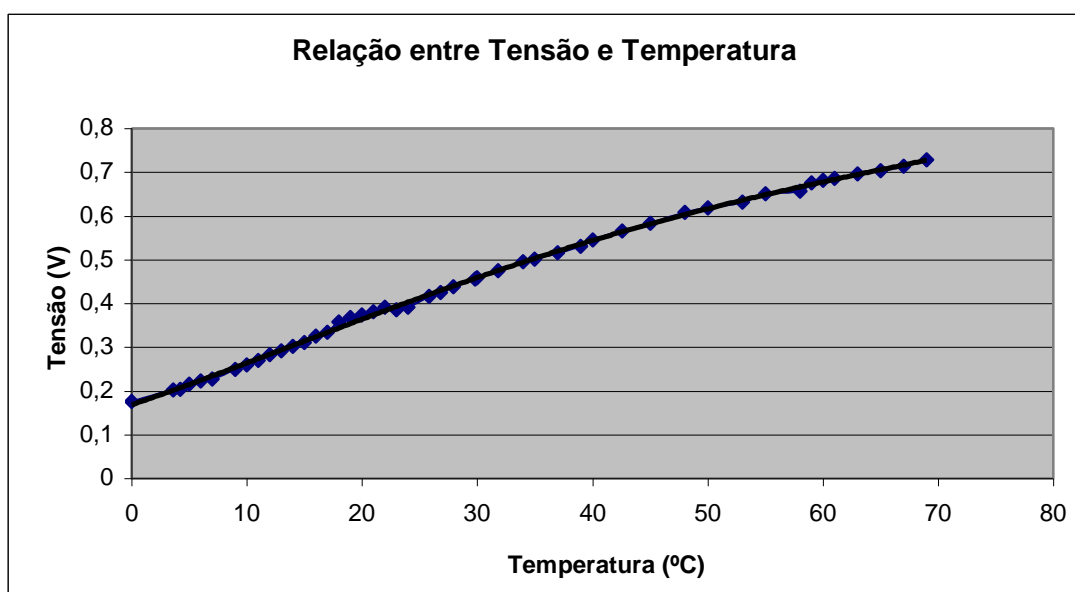


Figura 4.4 - Relação entre tensão e temperatura para o termistor da figura 4.1.

Aplicando, através do Excel, uma curva de tendência polinomial de ordem 4 ao conjunto de valores obtidos, referentes à tabela de valores do Anexo A, obtém-se o resultado apresentado na Figura 4.4. Apesar da dificuldade em controlar a temperatura do sistema de teste, verifica-se uma boa aproximação à linha de tendência.

Outros tipos de termistores com tamanhos, valores de tolerância e de beta diferentes foram testados. Verificou-se que os termistores com menor valor de beta e um valor baixo de tolerância tinham uma resposta mais rápida à variação de temperatura. De acordo com a folha de características [67], o termistor utilizado no circuito da Figura 4.1 tem um valor de beta de  $\beta = 3977$ , com um tempo de resposta de 1,7 segundos. O



termistor da Figura 4.2, tem um valor de beta,  $\beta = 3892$  e um tempo de resposta de aproximadamente 1 segundo.

## 4.2 Matriz de Temperatura 8x8

Para a construção de uma matriz de sensores de temperatura, foram utilizados 64 termistores 10 K $\Omega$  NTC 2381 640 5103 [67], com 64 resistências de 10 K $\Omega$  em série com cada um dos termistores. Esta resistência permite limitar a corrente para valores elevados de temperatura que equivalem a baixos valores da resistência dos termistores).

Cada célula da matriz, onde foram soldados os termistores, tem uma área de 4 cm<sup>2</sup>. Para formar as linhas e as colunas utilizou-se um fio de malha de dessoldar. A área total da matriz de temperatura é de 16 cm x 16 cm.

Para isolar e evitar o contacto entre as linhas e as colunas da matriz foi utilizada fita isoladora, como mostra a Figura 4.5.

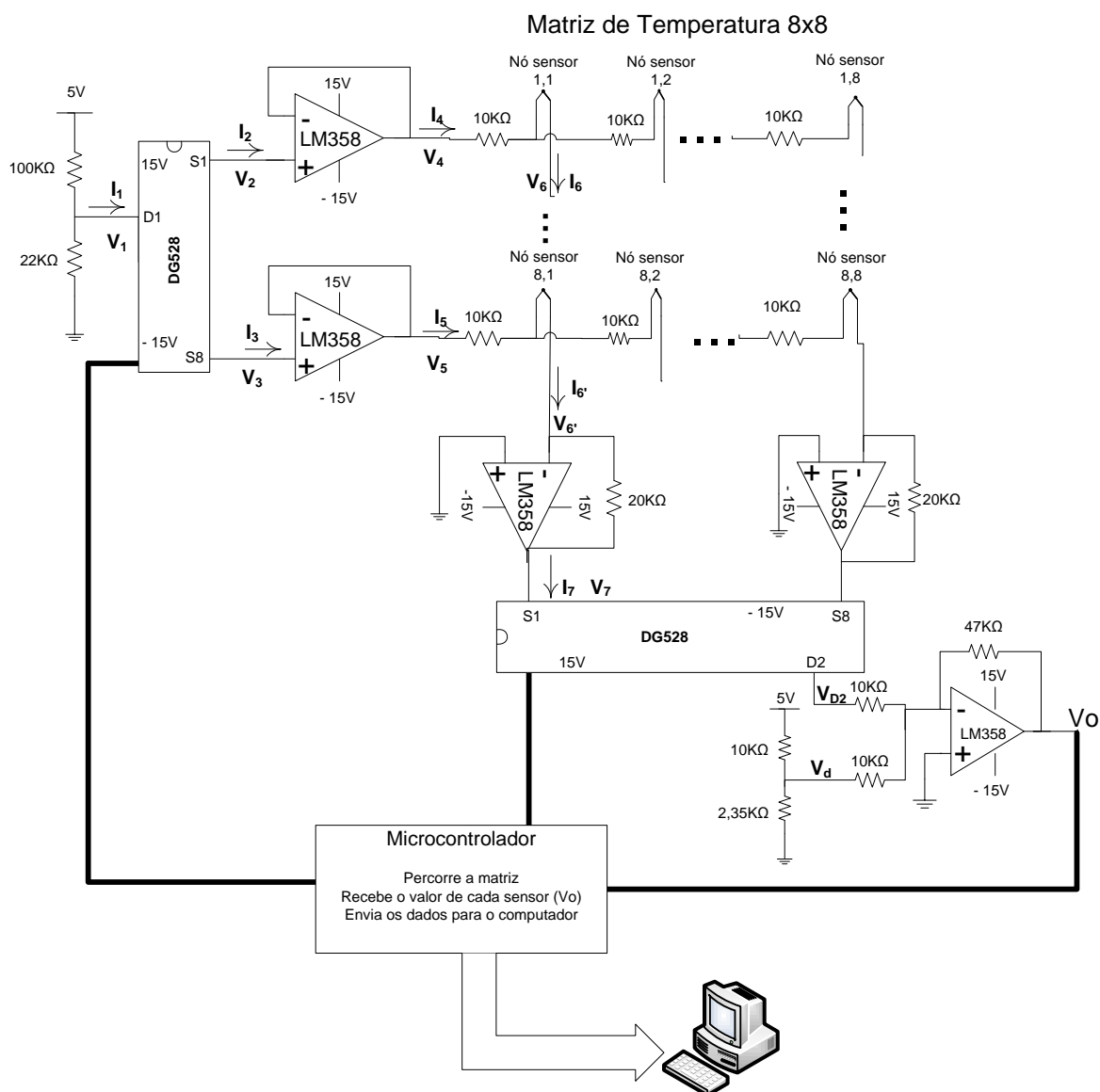


Figura 4.5 - Matriz de temperatura 8x8.

Para ligar a matriz ao circuito foi usada uma fita, muito utilizada como *bus* nos computadores, como é ilustrado na Figura 4.5. Conforme já referido no capítulo 3, foram estudados todos os componentes necessários para a construção do circuito de aquisição de dados de uma matriz de sensores resistivos.

Foi efectuado o estudo do comportamento dos multiplexadores *Maxim DG528* [70] e o valor da sua resistência interna. Segundo a folha de características dos mesmos, o valor da resistência  $r_{sd(on)}$  era de 500  $\Omega$ . No entanto, o valor da resistência medida rondava os 800  $\Omega$ . Este componente foi utilizado para controlar as linhas e as colunas da matriz de sensores. O multiplexador utilizado tem 8 saídas, logo para a matriz de 8x8 foi utilizado um multiplexador para as linhas e outro para as colunas.

Ligado ao multiplexador que controla as linhas da matriz está um divisor de tensão, com uma tensão de saída de 0,9 V, como mostra a Figura 4.6. Este valor foi calculado tendo em conta o valor da corrente de excitação que é permitida pelo termistor, como já foi explicado no capítulo 3, na secção referente às matrizes de sensores.



Ligado ao multiplexador *Maxim DG528*, que controla as linhas, está um circuito seguidor de tensão, onde é utilizado o amplificador LM358 que funciona como *buffer*, fornecendo uma tensão constante quando a linha fica activada [68].

Os amplificadores e os multiplexadores utilizados no circuito de aquisição de dados da matriz (Figura 4.6) são alimentados com  $V^+ = 15\text{ V}$  e  $V^- = -15\text{ V}$ .

Os valores de tensão e corrente foram obtidos tendo apenas o primeiro nó sensor da matriz activo, ou seja, foi seleccionada a porta  $S_1$  do multiplexador que controla as linhas e a porta  $S_1$  do multiplexador que controla as colunas. Os valores de tensão e

corrente do segundo sensor da mesma coluna foram também medidos e são apresentados na Tabela 4.1.

**Tabela 4.1 - Valores de tensão e corrente do circuito da matriz de 8x8.**

| Tensão (V)     | Corrente (μA)  |
|----------------|----------------|
| $V_1 = 0,923$  | $I_1 = 0,1$    |
| $V_2 = 0,923$  | $I_2 = 0,1$    |
| $V_3 = 0,069$  | $I_3 = 0,1$    |
| $V_4 = 0,924$  | $I_4 = -54,4$  |
| $V_5 = 14,63$  | $I_5 = 690$    |
| $V_6 = 0$      | $I_6 = -53,3$  |
| $V_{6'} = 0$   | $I_{6'} = 690$ |
| $V_7 = -0,942$ | $I_7 = -38,92$ |

Para cada um dos sensores como é mostrado na Tabela 4.1, certos valores de tensão e corrente não eram os esperados. No caso do multiplexador que controla as linhas da matriz, havia passagem de corrente na porta  $S_8$  do multiplexador, quando a porta que estava activa era a  $S_1$ . O valor da tensão  $V_5$  deveria ser aproximadamente zero, e não o valor obtido que foi de 14,63 V. Consequentemente, o valor das correntes obtidas nos vários ramos do circuito não correspondia aos valores teoricamente esperados. Para as correntes  $I_4$  e  $I_6$ , o valor esperado obter era um valor próximo do valor teórico calculado os 46 μA.

Tendo em consideração todos estes aspectos, verificou-se a necessidade de um componente que isolasse cada uma das linhas da matriz, quando uma das linhas estivesse activa, isto é, forçando que não houvesse passagem de corrente, a fim de evitar o *crosstalk*.

À saída do multiplexador que controla as colunas foi colocado um circuito somador inversor, que é descrito através das seguintes equações:

$$V_0 = -47k \times \left( \frac{V_{D2}}{10k} + \frac{V_d}{10k} \right) \quad (4.1)$$

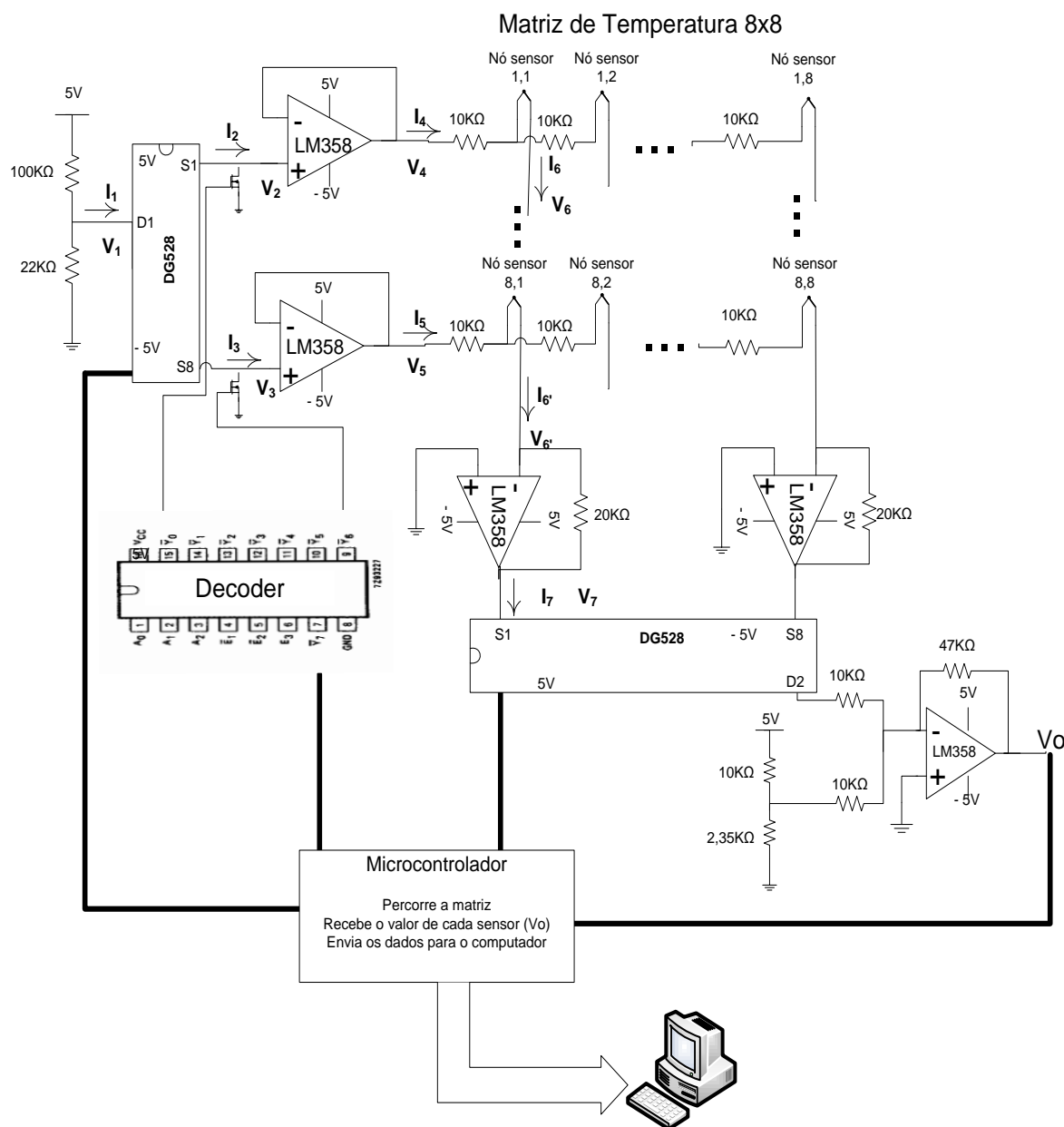
$$V_{D2} = -\frac{20k}{R_T + 10k} \times V_4 \quad (4.2)$$

A equação 4.2 foi calculada tendo em conta que as portas  $S_1$  do multiplexadores que controlam as linhas e as colunas estavam activas.

De modo a aumentar a sensibilidade de leitura, a gama de valores de temperatura encontra-se entre os 20 °C e os 50 °C. Foram calculados os valores das resistências do circuito somador, a partir das equações 4.1 e 4.2, onde  $R_T$  é o valor da resistência do termistor. O valor de tensão de saída foi calculado, tendo em atenção a gama de valores de tensão do microcontrolador utilizado no circuito, que é entre 0 V e 2,5 V.

Para resolver o problema do *crosstalk*, já referido anteriormente, inseriu-se mais dois componentes no sistema, o transístor do tipo N, FDC645N [71], um por cada linha da matriz e o descodificador 74HCT138D [72] para controlar cada um dos transístores. O

transistor funciona como um interruptor, sendo a sua função no sistema a de garantir que só a linha seleccionada pelo microcontrolador está a funcionar, conforme mostra a Figura 4.7. Neste circuito, o valor da alimentação dos amplificadores e multiplexadores foi de  $V = \pm 5\text{ V}$ .



**Figura 4.7 - Circuito de aquisição de dados da matriz de temperatura de 8x8 final.**

Para activar cada um dos transístores é utilizado um descodificador, que por sua vez é controlado pelo microcontrolador. Consoante a linha seleccionada pelo microcontrolador, é activado o transistor da respectiva linha e todos os outros são desligados. Para este novo circuito voltou-se a retirar os valores de tensão e corrente, que estão indicados na tabela 4.2. Para este caso, estão, também, seleccionadas as portas  $S_1$  dos multiplexadores das linhas e colunas, estando deste modo activado o primeiro sensor da matriz de temperatura 8x8. No anexo B é apresentado o circuito completo da Figura 4.7.

Tabela 4.2 - Valores de tensão e corrente do circuito da matriz de 8x8.

| Tensão (V)     | Corrente (μA)  |
|----------------|----------------|
| $V_1 = 0,918$  | $I_1 = 0,1$    |
| $V_2 = 0,918$  | $I_2 = 0,1$    |
| $V_3 = 0$      | $I_3 = 0,1$    |
| $V_4 = 0,918$  | $I_4 = 46,2$   |
| $V_5 = 0$      | $I_5 = 0,1$    |
| $V_6 = 0$      | $I_6 = 35$     |
| $V_{6'} = 0$   | $I_{6'} = 0,1$ |
| $V_7 = -0,929$ | $I_7 = 0,1$    |

Com os valores obtidos na tabela anterior verifica-se que os transístores ajudaram a eliminar o *crosstalk* do circuito, fazendo com que o sistema funcionasse de forma correcta. Por exemplo, o valor da tensão  $V_5$  passou de 14,63 V para 0 V, correspondendo ao valor teórico esperado. O mesmo se verificou com os restantes pontos do circuito.

Como referido anteriormente o circuito da Figura 4.7, foi projectado para uma gama de temperatura entre os 20 °C e os 50 °C, e para na saída do mesmo haver uma tensão a variar entre os 0 V e 2,5 V.

Através da relação entre o valor de resistência e temperatura, fornecidas pelo fabricante do termistor, e utilizando as equações 4.1 e 4.2, foi calculado o valor da tensão saída de acordo com a variação de temperatura. O resultado desta variação é mostrado no gráfico da Figura 4.8 e a curva de tendência é obtida por:

$$y = 0,315x^3 - 0,2346x^2 + 10,53x + 19,97 \quad (4.3)$$

Esta equação 4.3 foi utilizada na conversão de valores de tensão para graus feita através do microcontrolador, ao qual, através das portas digitais do mesmo, estão ligadas as portas de selecção dos multiplexadores e do decodificador.

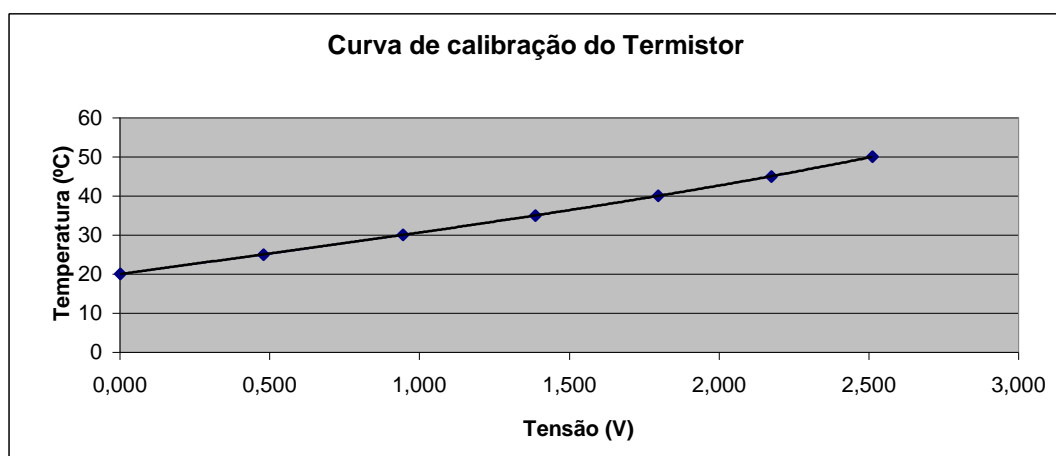


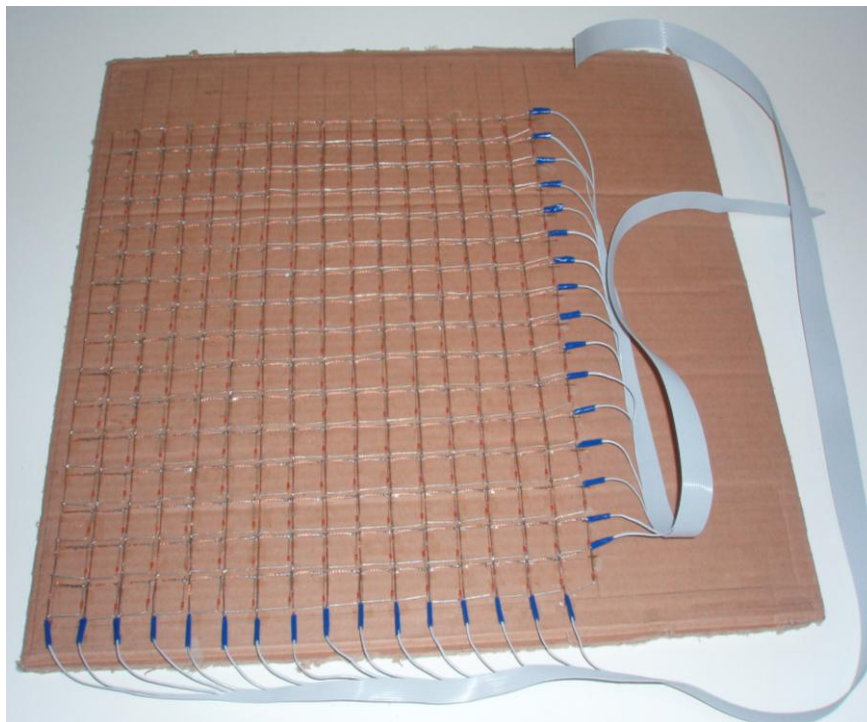
Figura 4.8 - Curva de calibração do termistor utilizado na matriz 8x8.

O sinal de saída referente a cada valor do sensor é recebido na porta de conversão analógico/digital do microcontrolador, como está assinalado nas Figuras 4.6 e 4.7. A

este valor o microcontrolador aplica a equação 4.3 e envia o valor calibrado para o computador, onde é lido o valor da temperatura em graus *Celsius*.

### 4.3 Matriz de Temperatura 16x16

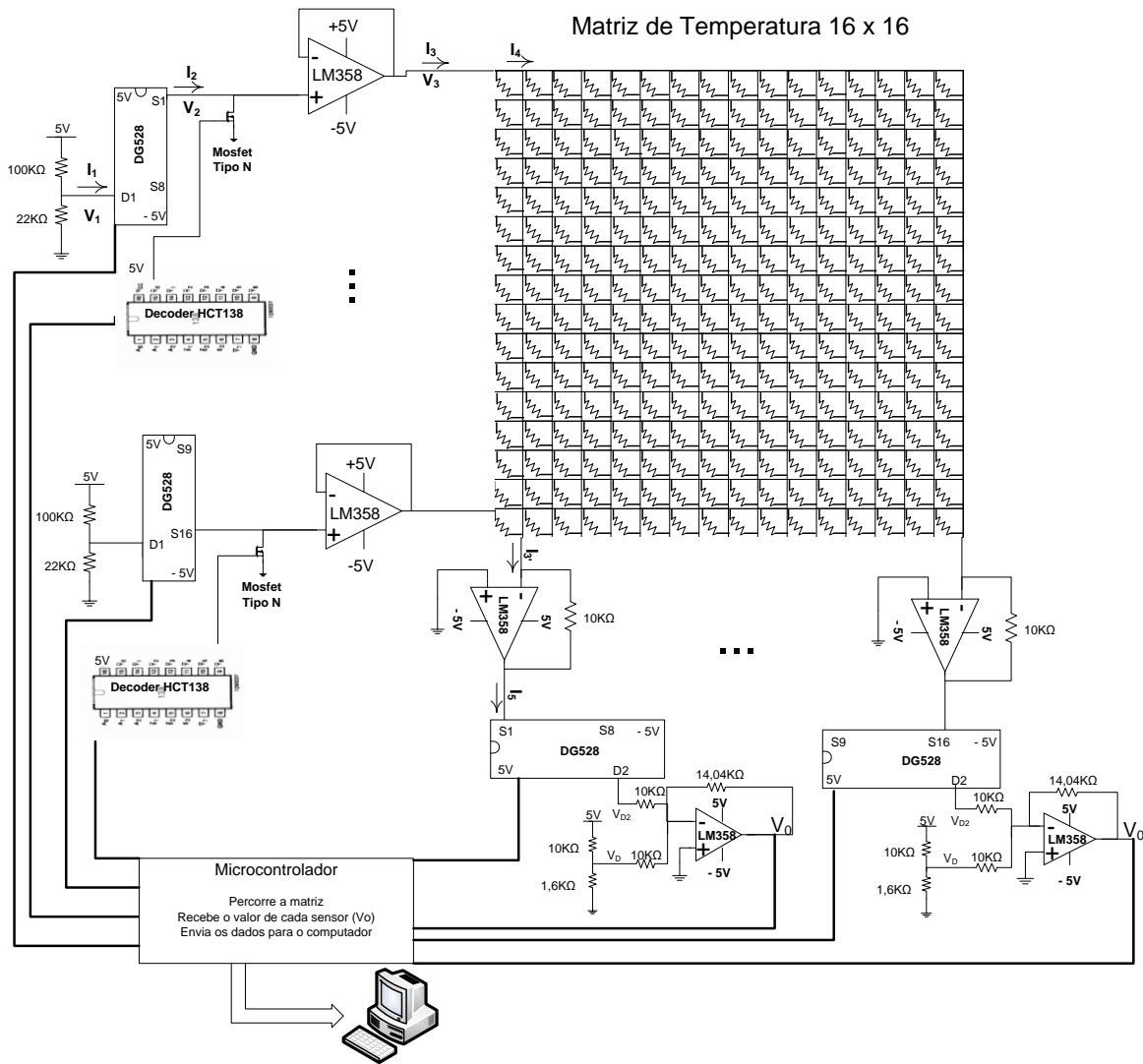
Para a construção de uma matriz de temperatura de 16 x 16 foram adquiridos 256 termistores NTCLG100E103\*B de 10 K $\Omega$ . De acordo com a folha de características, tem-se  $\beta = 3977$ , uma tolerância de 5% e um tempo de resposta de 0,9 segundos [73]. Foi utilizado o fio de malha de dessoldar para formar as linhas e as colunas da matriz, como se pode ver pela Figura 4.9.



**Figura 4.9 - Matriz de Temperatura de 16x16.**

Esta matriz ocupa uma área de 32 cm x 32 cm, com uma distância entre termistores de 4 cm<sup>2</sup>. Para a ligação da matriz ao circuito de aquisição de dados, que é apresentado na Figura 4.9, foi também utilizada a fita *bus*.

Nesta matriz foi utilizado um termistor diferente da matriz anterior, ou seja, um termistor mais barato e com um diâmetro mais pequeno. Foi retirada a resistência de 10 K $\Omega$  que estava em série com cada um dos termistores, porque os valores máximos de temperatura não ultrapassavam os 50°C. A Figura 4.10 apresenta o circuito de aquisição de dados da matriz de temperatura de 16 por 16.



**Figura 4.10 - Circuito de aquisição de dados da matriz de temperatura.**

Ao retirar a resistência de 10 K $\Omega$  que estava em série com cada um dos termistores da matriz da Figura 4.7, o valor da tensão  $V_{D2}$ , passou a ser calculada através da seguinte equação:

$$V_{D2} = -\frac{10k}{R_T} \times V_4 \quad (4.4)$$

Foram refeitos os cálculos para os andares de ganho do circuito da Figura 4.10, nomeadamente o circuito de terra virtual e o circuito somador inversor, tendo em conta que a gama de valores de temperatura passou a estar entre os 20 °C e 50 °C. Para o circuito somador foi aplicada a seguinte equação:

$$V_0 = -35,2k \times \left( \frac{V_{D2}}{10k} + \frac{V_d}{10k} \right) \quad (4.5)$$

Para o circuito somador inversor à saída dos multiplexadores das colunas, foram calculados os valores das resistências, de modo a manter a tensão de saída dentro da gama de tensões recebidas pelo microcontrolador, que está entre os 0 V e 2,5 V.



Em resumo, tem-se que o circuito de aquisição de dados da matriz de temperatura 16 x 16 é semelhante ao circuito desenvolvido para a matriz de temperatura 8 por 8, aumentando apenas a quantidade de componentes utilizados. Todos os componentes do circuito de aquisição de dados são alimentados com uma tensão de  $\pm 5V$ , de acordo com as características exigidas por cada componente. Foi utilizado um valor de tensão igual a 0,9 à entrada de cada uma das linhas, assim como foi utilizado para o circuito de aquisição da matriz de temperatura 8 x 8.

Para o controlo das linhas e colunas da matriz de temperatura são utilizados 4 multiplexadores *Maxim DG528* [70], dois para as linhas e dois para as colunas.

A interferência de correntes entre as linhas e colunas da matriz de 16 por 16 é eliminada. Entre linhas, o *crosstalk* é evitado através da utilização de dois componentes, o transistor do tipo n [71] colocado no início de cada linha e o descodificador 74HCT138D [72] com a função de activar cada um deles. Na totalidade para o circuito da Figura 4.10 tem-se 16 transístores e 2 descodificadores.

Para evitar a interferência de correntes entre colunas, cada uma das dezasseis colunas da matriz está ligada ao circuito de terra virtual. Cada circuito de terra virtual é constituído por um amplificador LM358 [68] e uma resistência.

Quer os multiplexadores quer os descodificadores são controlados através do microcontrolador AT90USB1287, componente que irá ser abordado no capítulo seguinte.

#### **4.4 Estudo de Sensores de Pressão Piezoresistivos**

Não foi fácil encontrar um sensor de pressão adequado para monitorizar as alterações de pressão do contacto com o corpo humano. Os testes com os sensores de pressão comercializados não se mostraram adequados na detecção de alterações de pressão numa superfície de contacto. Com o sensor *flexiforce* a pressão detectada situa-se em pontos fixos, situação que implicou a pesquisa de sensores capazes de identificar a pressão de modo uniforme.

No que diz respeito aos sensores capacitivos rejeitou-se a sua utilização, por exigirem uma alimentação com tensão alternada e de difícil construção.

Após a análise da resposta destes sensores, *flexiforce* e capacitivos, optou-se pela criação de sensores piezoresistivos, por se revelarem mais homogêneos, e com uma alimentação de tensão contínua.

A construção do sensor piezoresistivo teve como recurso o material condutor: cobre, latão e papel impregnado com tinta preta. O papel impregnado com tinta preta demonstra uma grande capacidade condutora devido à presença da grafite.

##### **4.4.1 Sensores de Papel Impregnado**

Tendo como base o funcionamento de um FSR, os autores de [74] construíram um sensor FSR de papel, como mostra a Figura 4.11. Entre as placas do sensor os autores utilizaram papel pintado, ou impregnado com a tinta que contivesse maior quantidade de elementos condutores tais como o carbono preto ou a grafite. Com este processo conseguiram obter um material condutor ao longo da sua superfície e espessura. Viram também que o papel é um material com uma percentagem de porosidade de 40 a 60 por cento e bastante compressível.



Num material poroso, a pressão faz diminuir a quantidade de ar isolador dentro do material, fazendo aumentar a condutividade do mesmo. Tem a desvantagem de não ser um material homogêneo, o que pode fazer com que as propriedades elétricas do mesmo não sejam lineares.



Figura 4.11 - Sensor FSR de papel [74].

Juntando todos estes factores, construíram o sensor da Figura 4.11 [74], em que entre duas placas feitas de material condutor colocaram papel impregnado. Quanto maior o número de camadas de papel entre as placas, maior era a gama de resistência.

#### 4.4.2 Construção dos Sensores de Pressão Piezoresistivos

Para escolher o melhor tipo de sensor piezoresistivo a utilizar, foi estudado o comportamento de três tipos de sensores diferentes: o sensor *flexiforce* (Figura 4.12.A), o sensor de tecido condutor (Figura 4.12.B) e um sensor de cobre (Figura 4.12.C).

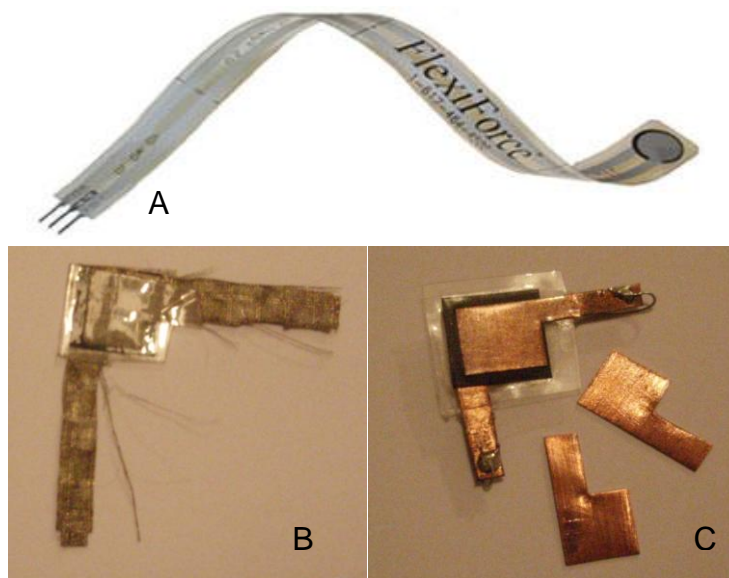


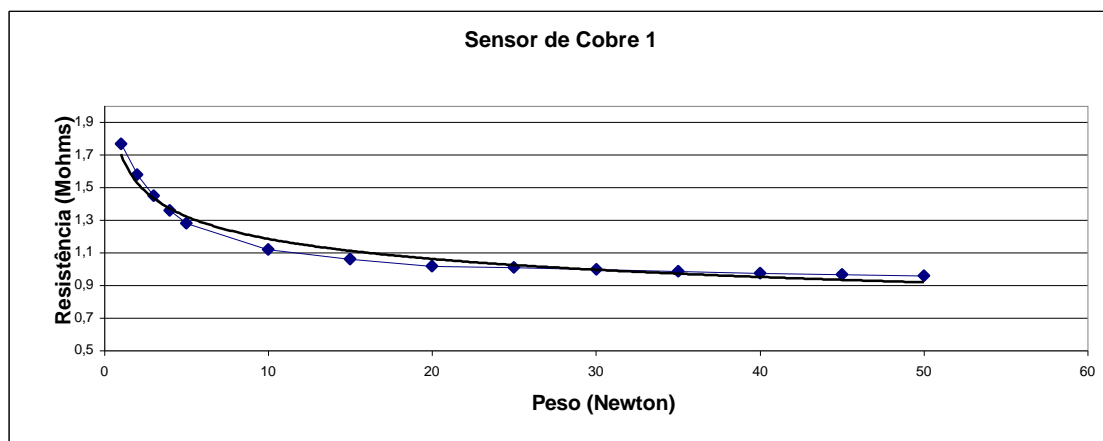
Figura 4.12 - Três tipos de sensores de pressão piezoresistivos: A – Sensor *Flexiforce* [42]; B – Sensor de Tecido Condutor; C- Sensor de Cobre.

Para o caso dos sensores de cobre, foram usados dois, estando a diferença entre ambos apenas na camada de tinta impregnada na folha de papel que estava entre as

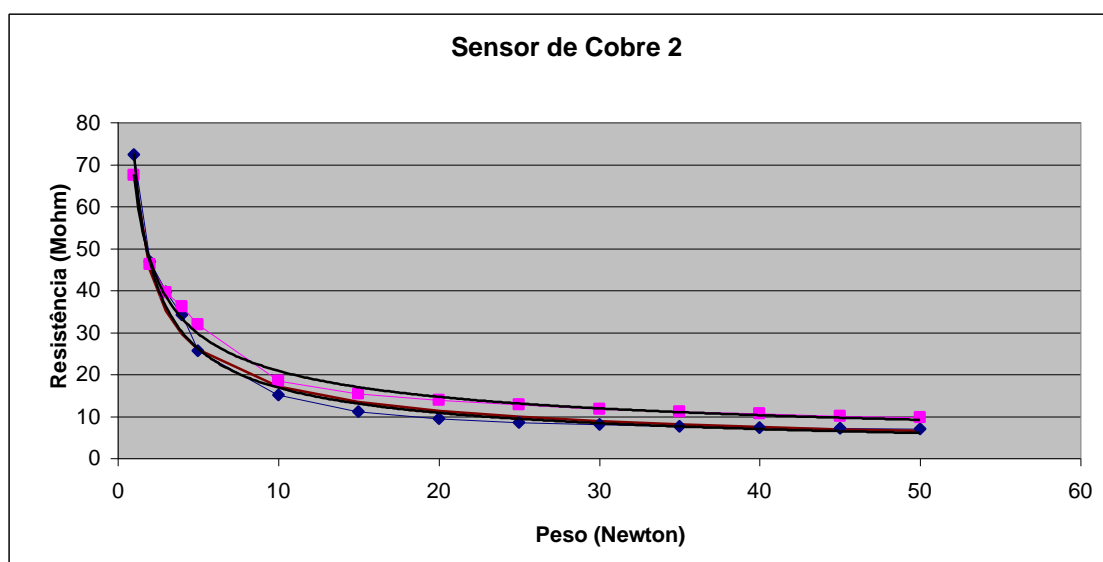
duas placas condutoras. Um dos sensores de cobre tinha uma camada de tinta preta impregnada no papel e o outro tinha duas camadas de tinta impregnadas.

O sensor de tecido condutor, como o próprio nome indica, foi construído com tecido condutor, e entre as placas de tecido está, também, uma folha de papel impregnado com tinta preta.

A cada um dos sensores foram aplicados pesos a variar entre 1 e 50 N, quando estes se encontravam sobre uma superfície de metal. O gráfico da Figura 4.13 apresenta o resultado para a medição de valores para o sensor de cobre com papel impregnado com uma camada de tinta. Para o sensor de cobre com duas camadas de tinta impressas são apresentadas duas medições de valores no gráfico da Figura 4.14.



**Figura 4.13 – Gráficos de valores de resistência para o sensor de cobre com uma camada de tinta impregnada.**



**Figura 4.14 – Gráfico de valores de resistência para o sensor de cobre com duas camadas de tinta impregnada.**

Em relação aos sensores de cobre, os gráficos das Figuras 4.13 e 4.14 mostram que os sensores de cobre, que têm uma curva de calibração melhor, são os sensores cujo papel, entre as placas, tem duas camadas de tinta preta impregnada.

Na Figura 4.15 estão representadas duas medições de valores efectuadas com o sensor *flexiforce*. Para o sensor de tecido condutor foi efectuada uma medição de valores, que estão representados no gráfico da Figura 4.16.

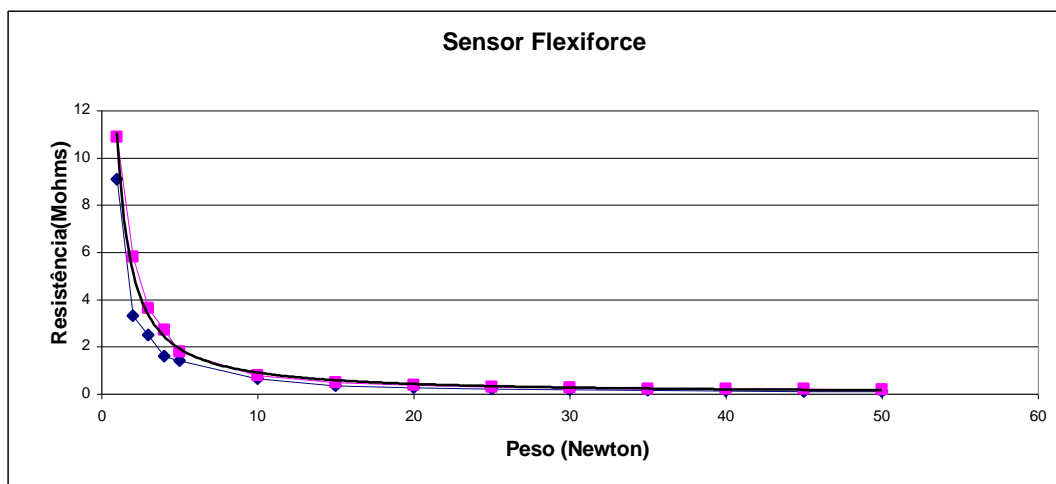


Figura 4.15 – Gráfico de valores de resistência para o sensor *Flexiforce*.

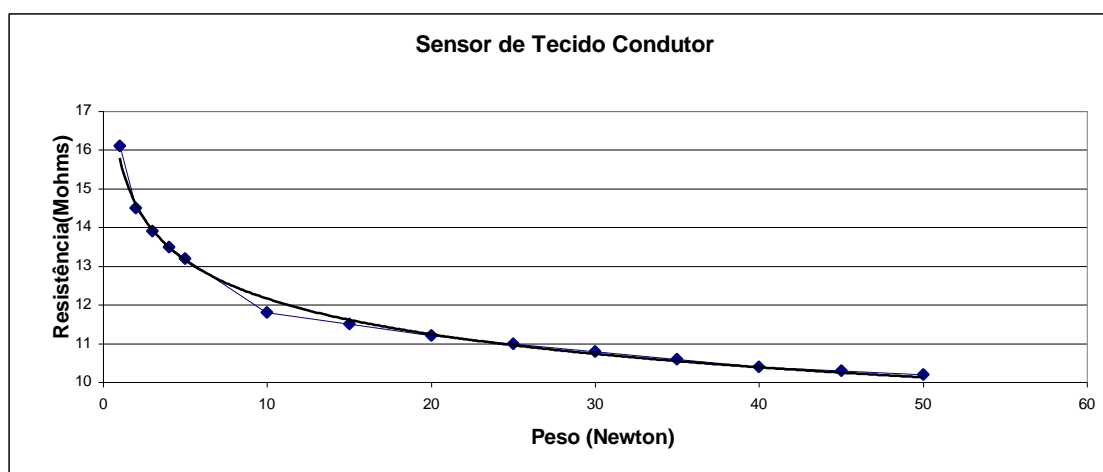
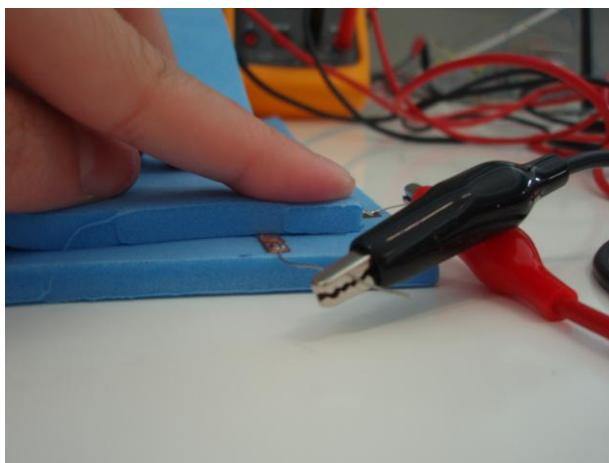


Figura 4.16 – Gráfico de valores de resistência para o sensor de tecido condutor.

Como mostram os gráficos das Figuras 4.15 e 4.16, o sensor *flexiforce* e o sensor de tecido condutor, são os sensores que tem o melhor resultado quando comparadas as quatro curvas de calibração.

Foi alterada a superfície onde os sensores eram apoiados, em vez do metal foi utilizada uma esponja, como mostra a Figura 4.17. Para esta experiência foram utilizados três dos sensores anteriormente estudados, não sendo utilizado o de cobre com papel impregnado com uma camada de tinta.



**Figura 4.17 - Teste de sensibilidade aos vários sensores de pressão.**

Experimentalmente verificou-se que ao colocar a mão sobre a esponja onde estava colocada o sensor, e alterando a pressão exercida sobre o mesmo, obtiveram-se os resultados mostrados na Tabela 4.3.

**Tabela 4.3 – Valores de resistência com a variação da pressão.**

|                          | <b>Sem pressão</b>     | <b>Encostar a mão</b>  | <b>Pressionando o sensor</b> |
|--------------------------|------------------------|------------------------|------------------------------|
| <b>Sensor Cobre</b>      | $\infty$ (K $\Omega$ ) | 600 (K $\Omega$ )      | 100 (K $\Omega$ )            |
| <b>Sensor Tecido</b>     | $\infty$ (K $\Omega$ ) | 120 (K $\Omega$ )      | 17 (K $\Omega$ )             |
| <b>Sensor Flexiforce</b> | $\infty$ (K $\Omega$ ) | $\infty$ (K $\Omega$ ) | 600 (K $\Omega$ )            |

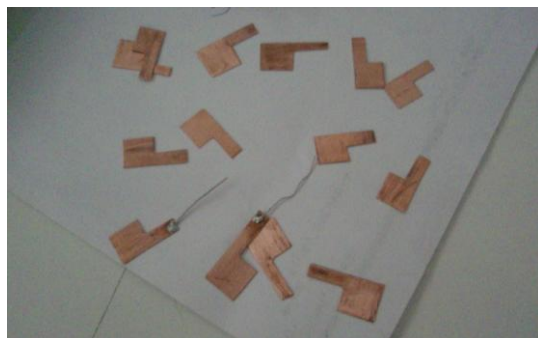
Pela Tabela 4.3, verifica-se que os sensores com a resposta mais adequada e com uma boa gama de variação de resistência face à pressão foram os sensores de cobre e o sensor de tecido condutor. Com sensor *flexiforce* observou-se que só havia variação no valor da resistência quando exercida muita pressão, tendo de ser efectuada no centro das placas circulares do sensor e com o sensor sobre uma superfície dura.

Como a matriz de sensores de pressão será apoiada sobre uma cadeira, a superfície onde a matriz será colocada não será tão dura como o metal e a área da matriz será aproximadamente a área do assento de uma cadeira. O sensor de pressão que tem um melhor desempenho perante estes requisitos é o sensor de cobre com uma folha de papel entre as placas, estando a folha de papel impregnada com duas camadas de tinta. Este sensor apresenta condições favoráveis para medir a variação de pressão em diferentes pontos da matriz.

Para a matriz de pressão de 16 x16 foram construídos 256 sensores utilizando dois tipos de materiais: cobre e latão. Para uma matriz de pressão com a área de um colchão de uma pessoa e meia era necessário construir aproximadamente 50 x 100 = 5000 sensores.

Como se pode ver através da tabela dos sensores de pressão que se encontra no capítulo 3, uma das desvantagens do *Flexiforce* é o seu custo ser muito elevado, para além de não ter uma resposta apropriada à exigência do sistema.

Para a construção dos sensores de pressão foi aplicado o método utilizado pelos autores do artigo [74]. Foram utilizados dois tipos de materiais condutores: cobre (Figura 4.18) e latão (Figura 4.19).



**Figura 4.18 - Material utilizado: Cobre.**

O material que deu mais trabalho foi o cobre, pois não foi encontrado no mercado uma folha de cobre com a espessura de 0,3 mm. Utilizou-se as placas de cobre de um vaso decorativo. Para tornar a placa numa superfície uniforme, foi utilizada uma lixa e um martelo, de modo a torná-la lisa e sem saliências. Depois, em cada placa foi desenhada a forma do sensor na placa e recortada utilizando uma tesoura de cortar chapa, como mostra a imagem da Figura 4.12.

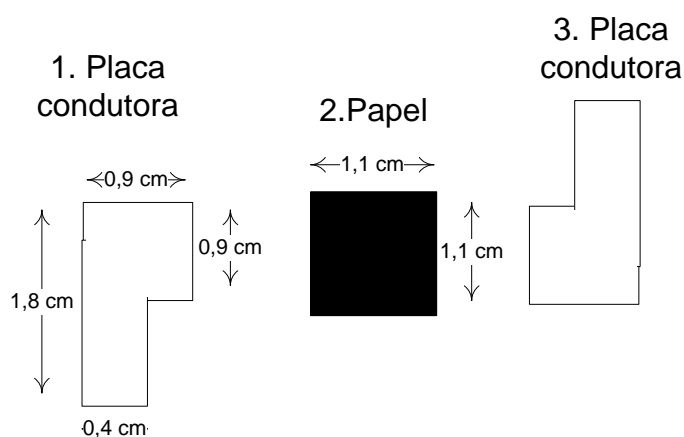
Como não havia cobre suficiente para construir os 256 sensores de pressão, houve necessidade de procurar outro material condutor, de fácil manuseamento e que fosse possível soldar. O material que correspondia a estes requisitos foi o latão, como se pode ver na Figura 4.19. A folha de latão foi encontrada numa papelaria. Neste caso, a construção dos sensores foi mais fácil e mais rápida, pois foi só desenhar as placas e recortar utilizando uma tesoura normal.



**Figura 4.19 - Material utilizado: Latão.**

Cada sensor é constituído por duas placas condutoras, e entre estas placas colocou-se um quadrado de papel impregnado com tinta preta. Na Figura 4.20 estão assinaladas as dimensões da placa condutora e do quadrado de papel. Cada um dos quadrados foi

recortado de uma folha de papel impregnada duas vezes com tinta preta de cada lado da mesma.

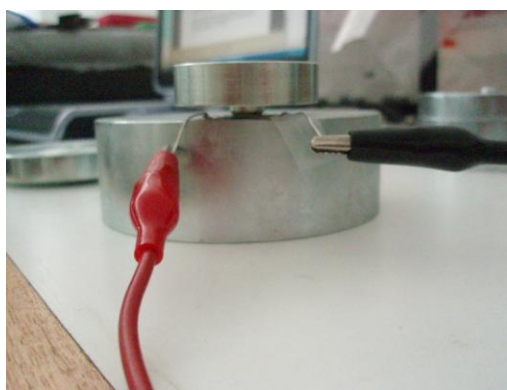


**Figura 4.20 - Elementos constituintes de um sensor de pressão.**

Para unir as duas placas foi usado papel autocolante. A cada uma das placas foram soldados dois fios para facilitar a utilização do multímetro na leitura do valor da resistência. No total foram fabricados 256 sensores de pressão, 128 de cobre e 128 de latão.

#### **4.4.3 Calibração**

Cada um dos sensores construídos foi calibrado, segundo o procedimento apresentado na Figura 4.21.A. Como unidades de referência para a calibração foram usados os pesos de 1 a 60 N disponíveis no laboratório de engenharia civil (Figura 4.21.B). Para cada sensor foi obtida a relação peso / resistência.



**A**



**B**

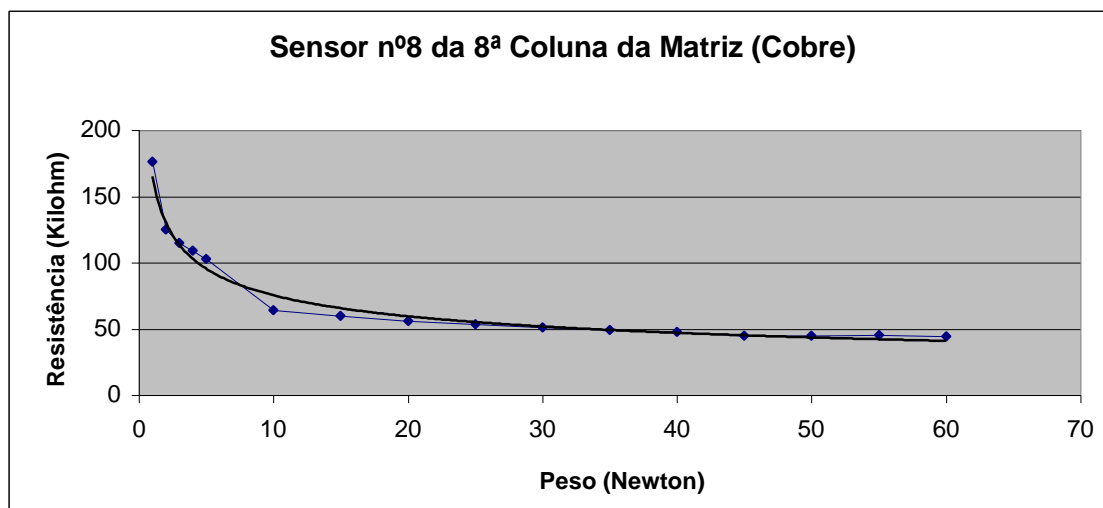
**Figura 4.21 – A - Base de calibração; B - Calibração de um sensor.**

Consultando vários artigos que trabalharam com este tipo de sensores de pressão, viu-se que os sistemas de calibração utilizados são automatizados. Tentou-se então recriar um sistema semelhante, aproveitando o material que havia disponível.

Tendo em conta os sistemas foi usada uma base de metal, como mostra a Figura 4.21.A. A base foi um peso de 20 N. Sobre esta base foi colocado o sensor com uma das patilhas isoladas. Na parte superior do sensor foram colocados os pesos de 1 a 60

N, exemplificado na Figura 4.21.B. Através do multímetro, com a escala no modo manual na ordem de grandeza dos K $\Omega$ , foi retirado o valor da resistência.

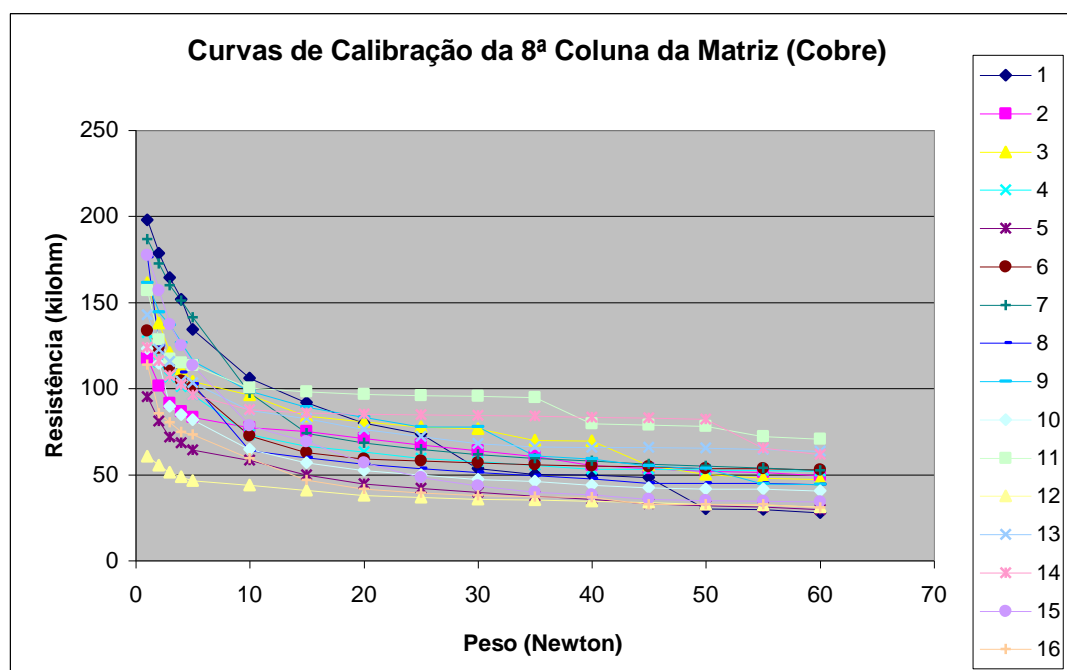
Para cada um dos 256 sensores de pressão, foi obtido um gráfico da variação da resistência com o peso a variar de 1 a 60 N. É apresentado na Figura 4.22 o gráfico de um sensor de pressão de cobre, estando no anexo C os valores da medição efectuada.



**Figura 4.22 - Gráfico da variação da resistência do 8º sensor de cobre da coluna 8.**

Foi aplicada uma curva de tendência de potência ao gráfico obtido e verificou-se que a resposta do sensor à pressão exercida é adequada, pois os valores medidos seguem a curva de tendência.

No gráfico da Figura 4.23 são apresentadas todas as curvas de uma coluna de sensores, para melhor compreensão do comportamento das mesmas



**Figura 4.23 - Gráfico das curvas de calibração dos sensores de pressão de cobre, da 8ª coluna da matriz.**



Como mostra o gráfico da Figura 4.23, a resposta dos sensores ao mesmo valor de pressão não é sempre a mesma.

Na Figura 4.24 é apresentado o gráfico de um sensor de pressão de latão, onde aos valores obtidos, apresentados no anexo D, foi aplicada uma curva de tendência de potência.

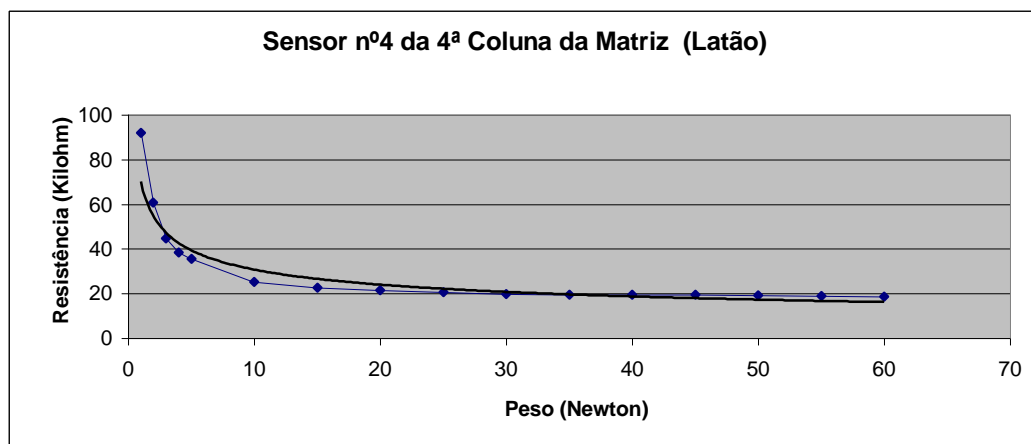


Figura 4.24 - Gráfico da variação da resistência do 4º sensor de latão da coluna 4.

Para cada uma das 16 colunas de sensores de latão, os resultados das curvas dos sensores foram representados graficamente. Na Figura 4.25 é mostrado no gráfico um exemplo da 4ª coluna de sensores de latão da matriz.

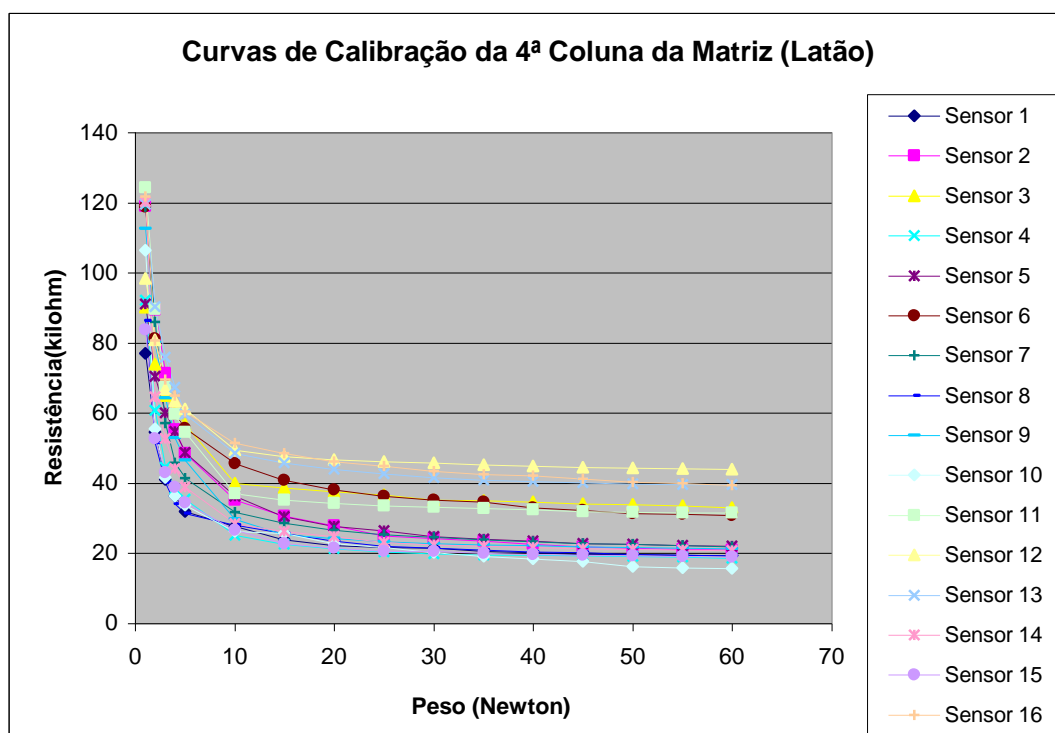


Figura 4.25 - Gráfico das curvas de calibração dos sensores de pressão de latão, da 4ª coluna da matriz.

Através do gráfico da Figura 4.25 observa-se que as curvas dos 16 sensores de latão têm um comportamento semelhante, mas não têm a mesma resposta.



Ao comparar os gráficos da Figura 4.23 e da Figura 4.25, verifica-se que a variação da gama de resistência entre a gama de 10 a 60 N é maior para os sensores de cobre do que para os de latão.

Os factores que podem ter levado a uma resposta diferente, para cada tipo de material, poderá ser a espessura do material, ou seja, a folha de latão tinha uma espessura mais fina que a chapa de cobre. O processo de fabrico de cada um destes sensores foi manual, não tem a mesma precisão de como fosse construído por uma máquina.

#### **4.5 Matriz de Pressão 16x16**

Após a construção dos 256 sensores de pressão, seguiu-se a fase de construção da matriz. O processo de construção da matriz foi igual ao anteriormente utilizado nas matrizes de temperatura. Foi utilizado o fio de malha de dessoldar para formar as linhas e as colunas da matriz, como é mostrado na Figura 4.26. A matriz ocupa uma área de 32 cm x 32 cm.

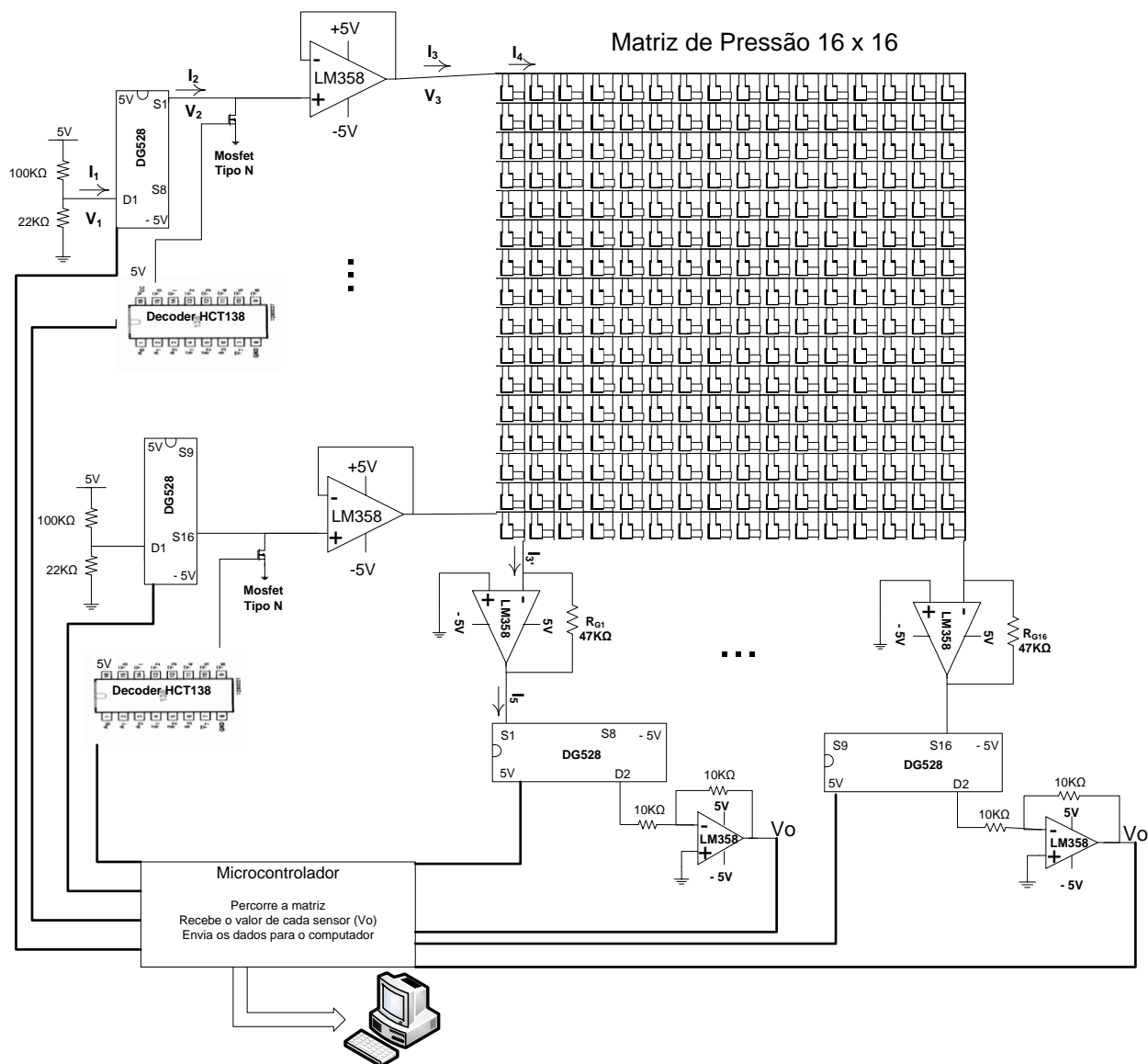


**Figura 4.26 - Matriz de Pressão de 16x16.**

Na Figura 4.26 é apresentada a matriz de pressão, composta por 16 linhas e 16 colunas, sendo utilizada fita de ligação *bus* para fazer ligação da matriz com o circuito de aquisição de dados (Figura 4.27). As linhas encontram-se isoladas das colunas através de fita isoladora.

O circuito de aquisição de dados da matriz de pressão (Figura 4.27) é semelhante ao circuito base construído para a matriz de temperatura 16 x 16. Para o controlo das linhas e colunas são utilizados 4 multiplexadores *Maxim DG528* [70].

Todos os componentes do circuito de aquisição de dados são alimentados com uma tensão de  $\pm 5V$ , de acordo com as características exigidas por cada componente. Foi utilizado um valor de tensão igual a 0,9 à entrada de cada uma das linhas, assim como foi utilizado para o circuito de aquisição da matriz de temperatura 8 x 8.



**Figura 4.27 - Circuito de aquisição de dados da matriz de pressão.**

O *crosstalk* entre as linhas é evitado através da utilização de dois componentes, o transistor do tipo n [71] e o descodificador 74HCT138D [72]. Os transístores estão colocados, um no início de cada linha, e o descodificador tem a função de activar cada um deles.

Para evitar a interferência de correntes entre colunas, cada uma das dezasseis colunas da matriz está ligada ao circuito de terra virtual. Cada circuito de terra virtual é constituído por um amplificador LM358 [68] e uma resistência de ganho.

Através das curvas de calibração, obtidas para cada um dos sensores de pressão, foi calculado o valor da resistência de ganho do circuito de terra virtual, associado a cada coluna de sensores, utilizando a equação 4.4, já referida na secção 4.3. Ao contrário da matriz de temperatura, o valor da resistência,  $R_G$  mostrada na Figura 4.27, do circuito de conversão corrente tensão é diferente para cada coluna. Na Tabela 4.4, são apresentados os valores das resistências de ganho de cada uma das colunas.

**Tabela 4.4 – Valores das resistências do circuito de terra virtual para cada coluna.**

| <b>Coluna</b> | <b>Valor da Resistência, <math>R_G</math> (K<math>\Omega</math>)</b> |
|---------------|--|
| 1 Cobre       | 47   |
| 2 Latão       | 47   |
| 3 Cobre       | 82   |
| 4 Latão       | 68   |
| 5 Cobre       | 56   |
| 6 Latão       | 47   |
| 7 Cobre       | 58   |
| 8 Latão       | 39   |
| 9 Cobre       | 56   |
| 10 Latão      | 47   |
| 11 Cobre      | 68   |
| 12 Latão      | 56   |
| 13 Cobre      | 82   |
| 14 Latão      | 56   |
| 15 Cobre      | 68   |
| 16 Latão      | 47   |

À saída do multiplexador que controla as colunas está um circuito somador, para manter a tensão de saída dentro da gama de tensões recebidas pelo microcontrolador, que está entre os 0 V e 2,5 V. O cálculo das resistências do circuito somador foi efectuado aplicando a equação 4.5, que foi utilizada para a matriz de temperatura de 16x16.

Do mesmo modo como foi efectuado para os circuitos das matrizes anteriormente descritos, os multiplexadores e os descodificadores do circuito da Figura 4.27 são controlados pelo microcontrolador AT90USB1287.

## **4.6 Diagrama de Blocos do Sistema Final**

O protótipo final é constituído pela manta de sensores de pressão e de temperatura, como mostram as Figuras 4.28.A e 4.28.B, pelo circuito de aquisição de dados de ambas e pelo sistema de transmissão de informação sem fios e pela aplicação de visualização de dados.

O protótipo apresenta uma base de colchão de borracha esponjosa, sobre a qual é colocada a matriz de sensores de pressão.

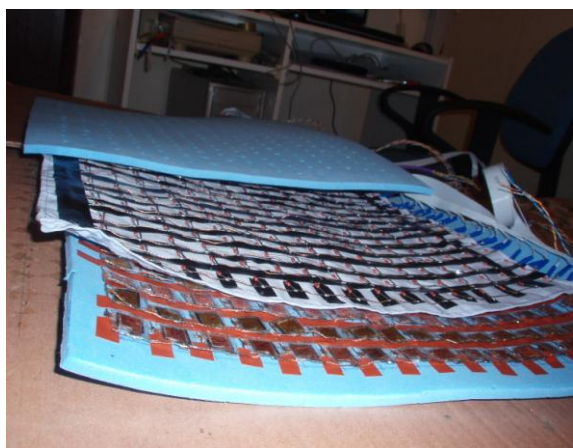


A

B

**Figura 4.28 – A - Matriz de temperatura de 16x16; B – Matriz de pressão de 16x16.**

A matriz de temperatura fica colocada sobre a matriz de pressão. Para evitar que as linhas e colunas de ambas se tocassem, a matriz de temperatura foi fixa num tecido de algodão. Por cima da matriz de temperatura encontra-se outra camada de colchão, para evitar que a pessoa que se sente sobre o protótipo sinta os sensores de temperatura, como se pode ver nas imagens das Figuras 4.29.A e 4.29.B.



A



B

**Figura 4.29 – A - Camadas da manta de sensores de pressão e temperatura; B - Manta de sensores.**

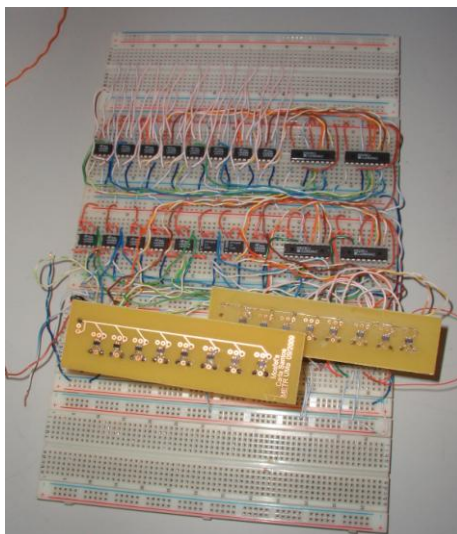
O protótipo ocupa uma área de aproximadamente 36 cm x 36 cm e tem uma espessura de 1,5 cm.

Futuramente, a ideia é construir um protótipo de tamanho maior, para a área de uma cama de pessoa e meia. A área do protótipo seria de aproximadamente 50 cm x 100

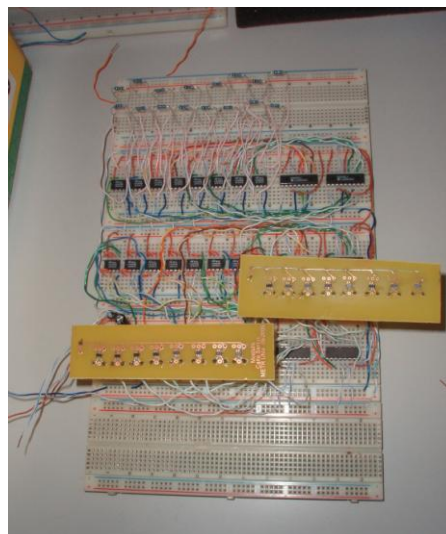


cm, onde cada célula da matriz tem uma área  $4 \text{ cm}^2$ , perfazendo no total 5000 sensores, para cada uma das matrizes.

Cada uma das matrizes de sensores tem um circuito de aquisição de dados (Figuras 4.30.A e 4.30.B).



A



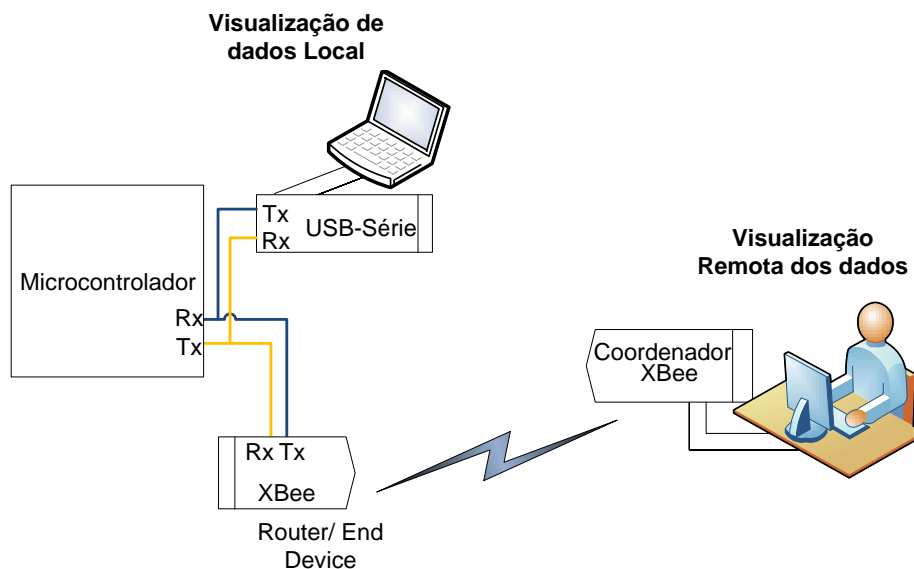
B

**Figura 4.30 – Circuitos de aquisição de dados: A – da matriz de pressão; B – da matriz de temperatura.**

O controlo dos multiplexadores e dos decodificadores utilizados nos circuitos das Figuras 4.30.A e 4.30.B é efectuado através do microcontrolador AT90USB1287, que tem como funções a selecção do sensor, a recolha da informação de cada sensor e o envio da informação para o computador.

Às portas digitais do microcontrolador foram ligadas as portas de cada componente (multiplexador e decodificador), permitindo assim a activação de um sensor de cada vez. No caso da matriz de temperatura 8 por 8, foram utilizadas seis portas digitais e um conversor analógico digital do microcontrolador. Para as matrizes de sensores de 16 por 16 foram necessárias catorze portas digitais e dois conversores analógico digitais. Toda a programação do microcontrolador foi efectuada em linguagem C. No capítulo seguinte serão explicados todos os procedimentos utilizados na programação do microcontrolador.

A informação do sistema pode ser acedida localmente através da ligação de um computador ao microcontrolador, através do componente que simula a porta série através de uma ligação USB, como mostra a Figura 4.31. Este é ligado aos pinos de envio e recepção de dados do microcontrolador e através de um cabo USB é ligado ao computador.



**Figura 4.31 - Visualização dos dados local e remotamente.**

A informação do sistema pode também ser acedida remotamente, através da tecnologia *ZigBee*, onde a comunicação sem fios é feita utilizando os nós *XBee*. Ao nó conhecido como *router* são ligados os pinos de envio e recepção do microcontrolador. Como é demonstrado na Figura 4.31, o nó coordenador é ligado noutra sala, podendo estar noutra sala. Estabelecido o protocolo de comunicação entre os nós, a informação é enviada do *router* para o coordenador.

Com sistema desenvolvido é pretendido criar uma rede de sensores sem fios (RSSF) com tecnologia *ZigBee*, para que a informação fornecida pelo sistema possa ser visualizada no quarto onde o paciente se encontra e seja enviada para um computador central noutra sala, onde os dados podem ser visualizados, guardados e tratados.

Em tecnologias como o *ZigBee* utilizam-se redes sem fios como as WPANs (*Wireless Personal Area Networks*). As WPANs são destinadas ao espaço à volta de uma pessoa ou objecto, com um alcance de cerca de 10 metros em todas as direcções. Os principais objectivos destas redes sem fios visam um baixo consumo de energia, custo e tamanho reduzido.

O grupo de trabalho IEEE 802.15, responsável pela definição das normas a utilizar em WPANs, definiu três classes de WPANs que se diferenciam de acordo com o consumo de bateria, o débito binário, e a qualidade de serviço (*QoS - Quality of Service*). As aplicações multimédia utilizam as redes de elevado débito binário, IEEE 802.15.3, por necessitarem de elevada qualidade de serviço. As redes IEEE 802.15.1/Bluetooth, com um débito binário médio, são muito utilizadas para comunicações entre dispositivos móveis tais como: telemóveis e PDAs (*Personal Digital Assistance*), a curta distância. Por sua vez, as redes de baixo débito binário, IEEE 802.15.4/LR-WPAN (*Low Rate Wireless Personal Area Network*), permitem o desenvolvimento de um conjunto de aplicações que tenham um consumo de energia bastante reduzido.

O protocolo *ZigBee* surge como complemento à norma IEEE 802.15.4, garantindo as características da mesma. Foi criado em 2002 e define as camadas de rede e de aplicação bem como o serviço de segurança entre as mesmas. A definição das camadas física e de acesso é da responsabilidade da norma IEEE 802.15.4. Os dispositivos que utilizam a tecnologia *ZigBee* operam em frequências não licenciadas da banda ISM (*Industrial, Scientific and Medical*), 2,4 GHz a nível global, 915 MHz no

continente Americano e 868 MHz na Europa. Os débitos binários para as diferentes frequências são: 250 Kbps a 2,4 GHz, 40 Kbps a 915 MHz e 20 Kbps a 868 MHz.

Dois tipos de dispositivos, o FFD (*Full Function Device*) e o RFD (*Reduced Function Device*), são definidos por esta norma. O dispositivo FFD funciona como coordenador da rede tendo acesso aos demais dispositivos. Por outro lado, o dispositivo RFD está associado a apenas um FFD de cada vez, com o qual pode comunicar. Este dispositivo não pode ser coordenador de rede [75], [76].

Foram utilizados os módulos *XBee Series 2* desenvolvidos pela *MaxStream*. São compostos por um microcontrolador e um emissor - receptor de RF (*Ember 250*) da Ember, cujas principais características são apresentadas na Tabela 4.5.

**Tabela 4.5 – Características de um nó emissor - receptor**

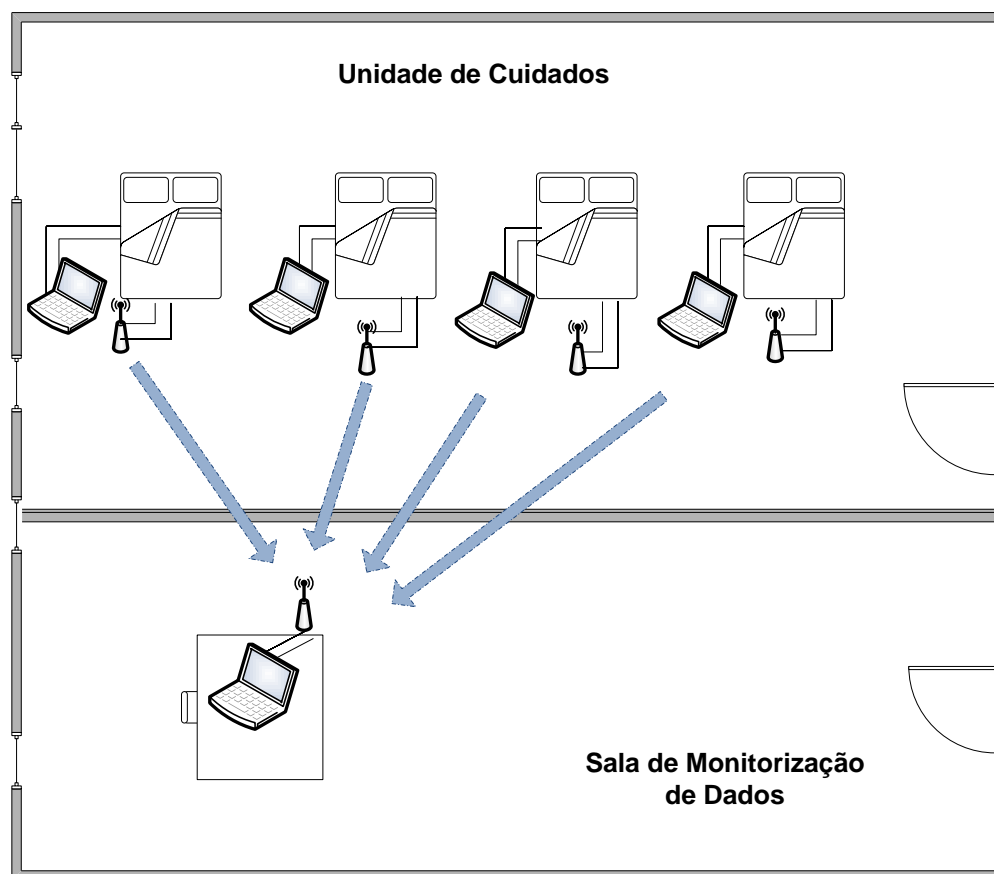
|                               |                         |                                 |
|-------------------------------|-------------------------|---------------------------------|
| <b>Desempenho</b>             | Espaço fechado          | Alcance até 40 m                |
|                               | Ambiente Externo        | Alcance até 120 m               |
|                               | Potência de Transmissão | +3 dBm (+10 dBm)                |
|                               | Ritmo de Transmissão    | 250Kbps                         |
|                               | Sensibilidade           | -96 dBm (-102 dBm)              |
| <b>Requisitos Energéticos</b> | Tensão                  | 2,8 – 3,3 V                     |
|                               | Corrente de Transmissão | 170 mA a 3,3 V                  |
|                               | Corrente de Recepção    | 45 mA a 3,3 V                   |
| <b>Geral</b>                  | Frequência              | ISM 2,4 GHz                     |
|                               | Opções de Antenas       | <i>Chip, Whip, U.fl, RPSMA.</i> |
|                               | Dimensões               | 2,438 cm x 2,761 cm             |
|                               | Topologias de rede      | Malha, Ponto-a-Ponto            |

A alimentação da placa é feita através de uma ligação USB. Caso seja efectuada por fonte de tensão ou por baterias, terá de ser utilizado um regulador de tensão que transforma a tensão de entrada, nos 3,3 V necessários ao funcionamento do módulo *XBee*.

Os módulos *XBee* podem funcionar em modo transparente ou modo de comando API. No modo transparente, a informação da UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) recebida pelo pino *DIN* é colocada em espera para ser transmitida, pela antena, através do pino *DOUT*. No modo de comando API, tem de ser feita a configuração do módulo *XBee*, ao nível da camada de aplicação, onde são configurados os respectivos pacotes de dados, endereços e identificadores, de modo a estabelecer comunicação com outros módulos e dispositivos [76], [77].

Com o sistema automático de alarme/detecção de úlceras de pressão, pretende-se ter numa unidade de cuidados, em cada uma das camas dos pacientes, um protótipo de sensores de pressão e temperatura.

Associado a cada protótipo pode-se ter um computador (ou *display*) e um nó sensor sem fios, como é mostrado na Figura 4.32.



**Figura 4.32 - Diagrama de blocos do sistema final.**

Com computador local da unidade de cuidados é possível ver a informação fornecida por cada uma das matrizes. A função do nó sensor sem fios é enviar essa mesma informação para um computador central, que se encontra na sala de monitorização, onde os dados sobre cada paciente podem ser visualizados, tratados, guardados e manipulados.

A visualização e tratamento dos dados são feitos através do *software* que foi desenvolvido em *Matlab*, através do qual é possível ver a informação gráfica e numérica de cada uma das matrizes construídas. No capítulo seguinte serão apresentados os fluxogramas do funcionamento do *software* e a interface gráfica desenvolvida.



## 5 Controlo e Visualização de Resultados

Construídas as matrizes de pressão e temperatura houve necessidade de criar um sistema para leitura da informação disponibilizada pelo protótipo de sensores.

As linhas orientadoras do trabalho desenvolvido nesta etapa do trabalho foram a criação de uma interface de visualização dos dados e a implementação de uma rede sem fios para transmissão da informação.

O presente capítulo descreve o desenvolvimento do *software* de aquisição, de visualização da informação e a configuração da rede *XBee*. Serão ainda apresentados os testes e os resultados efectuados na implementação do sistema desenvolvido.

### 5.1 Microcontrolador

O microcontrolador utilizado no sistema foi o AT90USB1287. Este dispositivo tem como principais funções controlar o funcionamento dos multiplexadores das linhas e das colunas, o funcionamento dos decodificadores que activam os transístores associados a cada uma das linhas das matrizes, e enviar a informação obtida de cada sensor para o computador.

A placa onde está inserida o microcontrolador e a programação base do mesmo foi desenvolvida no trabalho [78].

As vantagens deste microcontrolador são: a linguagem de programação que utiliza, ou seja, é programado através da linguagem C. A programação é feita através de uma ligação USB com o computador. A alimentação do microcontrolador é de 5 V e pode ser feita por baterias ou por cabo USB. Tem 8 conversores Analógico/Digitais com uma resolução de 10 bits. É um microcontrolador bastante versátil pois pode ser utilizado em diferentes tipos de projectos.

Para programar o microcontrolador foram instalados e utilizados os seguintes *softwares*: o Win AVR, o AVR Studio 4, o Flip e o X-CTU.

O WinAVR é constituído por um conjunto de ferramentas de desenvolvimento, de *software open source*, que pode ser utilizado nos microprocessadores RISC, da série de AVR da Atmel “*hosted*” numa plataforma *Windows*. Inclui o compilador GNU GCC para C e C++.

O AVR Studio 4 é uma ferramenta de desenvolvimento integrado (IDE), para escrita e compilação de aplicações AVR em ambientes *Windows*. Esta ferramenta encontra-se disponível *on-line* através do sítio da Atmel.

O Flip (*FLexible In-System Programmer*) é um *software* de programação “*in-system*” da Atmel que pode ser instalado em ambiente *Windows*. A comunicação com o dispositivo alvo pode ser feita através de ligação USB, RS232, e CAN (Controller Area Network). No trabalho foi usada a ligação USB. Esta ferramenta também está disponível no sítio da Atmel.

O X-CTU é uma aplicação baseada no *Windows* desenvolvida pela Digi. Foi desenvolvida para interagir com os ficheiros de *firmware* que se encontram no microcontrolador AT90USB1287 e tem, também, uma simples interface gráfica. Está disponível *on-line* através do sítio da MaxStream.

Foi desenvolvido o código para percorrer a matriz e ler o valor de cada sensor. O código referente ao envio e recepção de dados foi adaptado do trabalho desenvolvido pelo autor de [78] e é fornecido pela folha de características do microcontrolador [79].

Todo o código implementado para percorrer cada uma das três matrizes construídas e enviar o valor de cada sensor foi desenvolvido na linguagem de programação C.

No programa desenvolvido para o microcontrolador existem três funções importantes. A primeira é a função de selecção das linhas, chamada de *principal()*. Dentro desta função, depois de ser activada a linha, é chamada a função *percorreColunas()*, que activa a coluna e mede o valor do sensor. O valor medido é passado para a função *medirTensão()*, onde é convertido para um valor em graus.

Como existem matrizes com dimensões diferentes, uma de 8x8 e duas de 16x16, o código desenvolvido para ambas é semelhante. A única diferença encontra-se no número de portas digitais e conversores analógico digitais que são utilizados. Para a matriz de 8x8 são utilizadas 6 portas digitais e 1 porta referente ao conversor analógico digital, perfazendo um total de 7 portas do microcontrolador. Para cada uma das matrizes de 16x16 são usadas no total 16 portas, 14 portas digitais e 2 conversores analógico digitais.

Este número de portas é utilizado porque, para cada multiplexador que controla as linhas ou as colunas, necessita de alterar as 3 entradas de selecção do mesmo consoante a linha ou a coluna que for utilizada. Para o decodificador activar ou desactivar os transístores que controlam as linhas, as 3 entradas de selecção do decodificador estão associadas às mesmas portas que estão ligadas às entradas do multiplexador das linhas, pois tomam todas os mesmos valores simultaneamente para a mesma saída.

São apresentados na Figura 5.1 os fluxogramas das principais funções do programa.

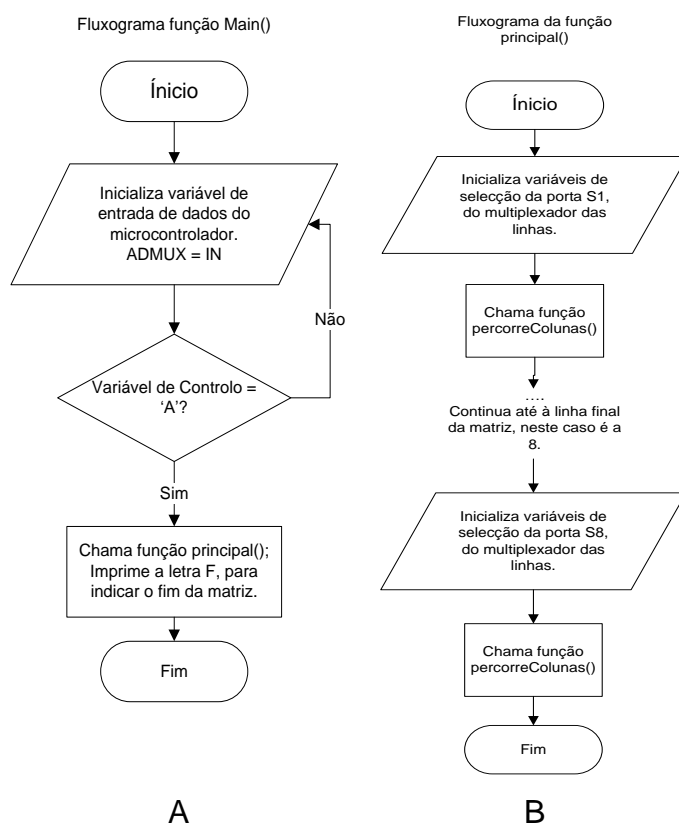
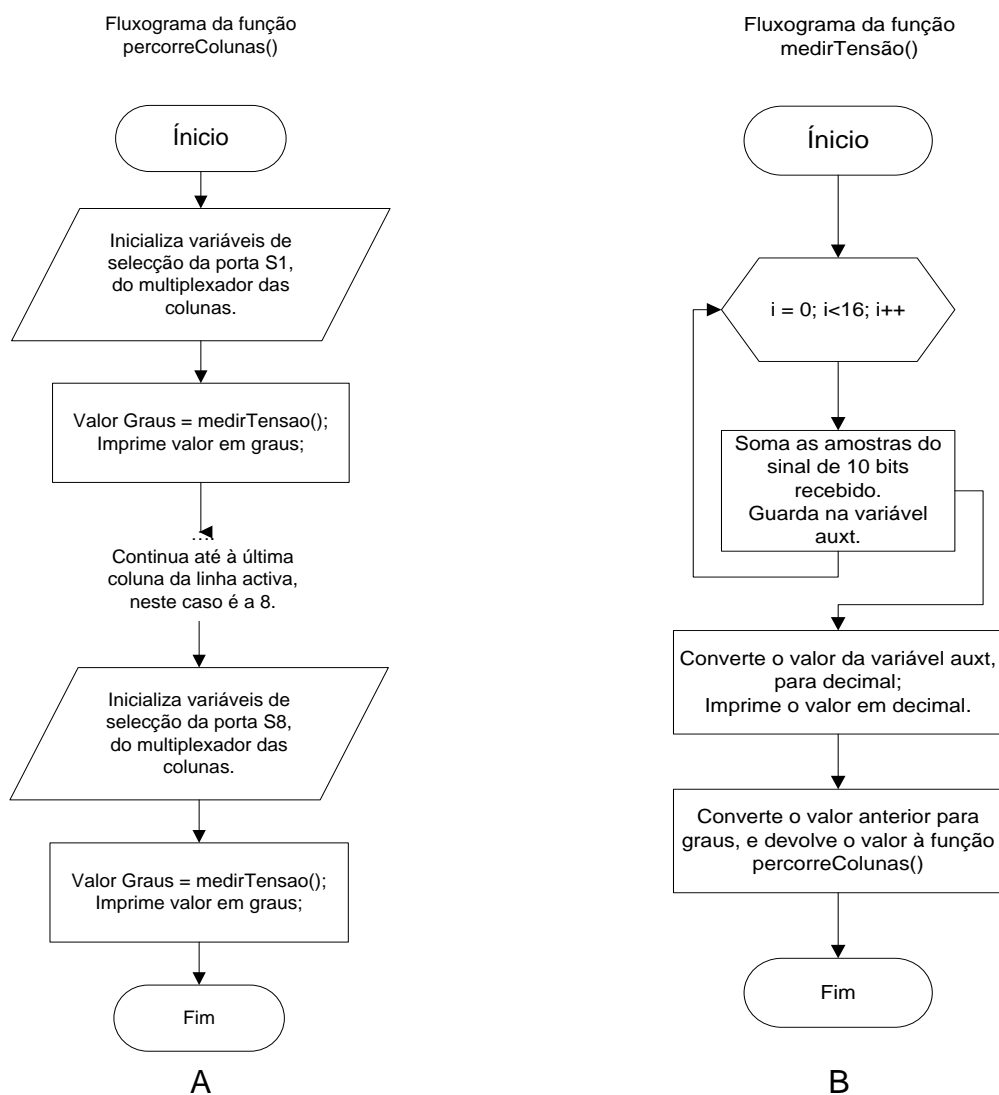


Figura 5.1 – A- Fluxograma da função *main()*; B – Fluxograma da função *principal()*.

Na função *main()*, de acordo com a Figura 5.1.A, entre outras variáveis, é inicializada a variável de entrada de dados do microcontrolador. Foi utilizada uma variável de controlo, para facilitar o teste dos valores recebidos das matrizes, ou seja, os dados da matriz são enviados quando o microcontrolador recebe a letra 'A'. Quando é recebida esta letra é executada a função *principal()*. Como é mostrado no fluxograma da Figura 5.1.B, nesta função são inicializadas as variáveis, que estão associadas às portas ligadas aos multiplexadores que controlam as linhas e as portas ligadas ao decodificador que controlam os transístores de cada linha. Depois de ser feita a selecção de uma linha e do respectivo transístor, é chamada a função *percorreColunas()*.

A função *percorreColunas()*, apresentada na Figura 5.2.A, tem um modo de funcionamento semelhante ao da função principal, ou seja, são inicializadas as variáveis associadas às portas dos multiplexadores que controlam as colunas. Para a coluna seleccionada é lido o valor do sensor. O valor lido de cada sensor é primeiro convertido para um valor digital, obtendo um valor em tensão. A este valor é aplicada a equação 4.3 da curva de calibração, apresentada na secção 4.2, onde é retirado o valor em graus que será mostrado no programa de visualização de dados.



**Figura 5.2 – A- Fluxograma da função *percorreColunas()*; B – Fluxograma da função *medirTensão()*.**

Para a matriz de sensores de pressão de 16x16, a função *medirTensão()* apenas devolve o valor lido do sensor. A calibração destes valores é feita através do *software* de visualização.

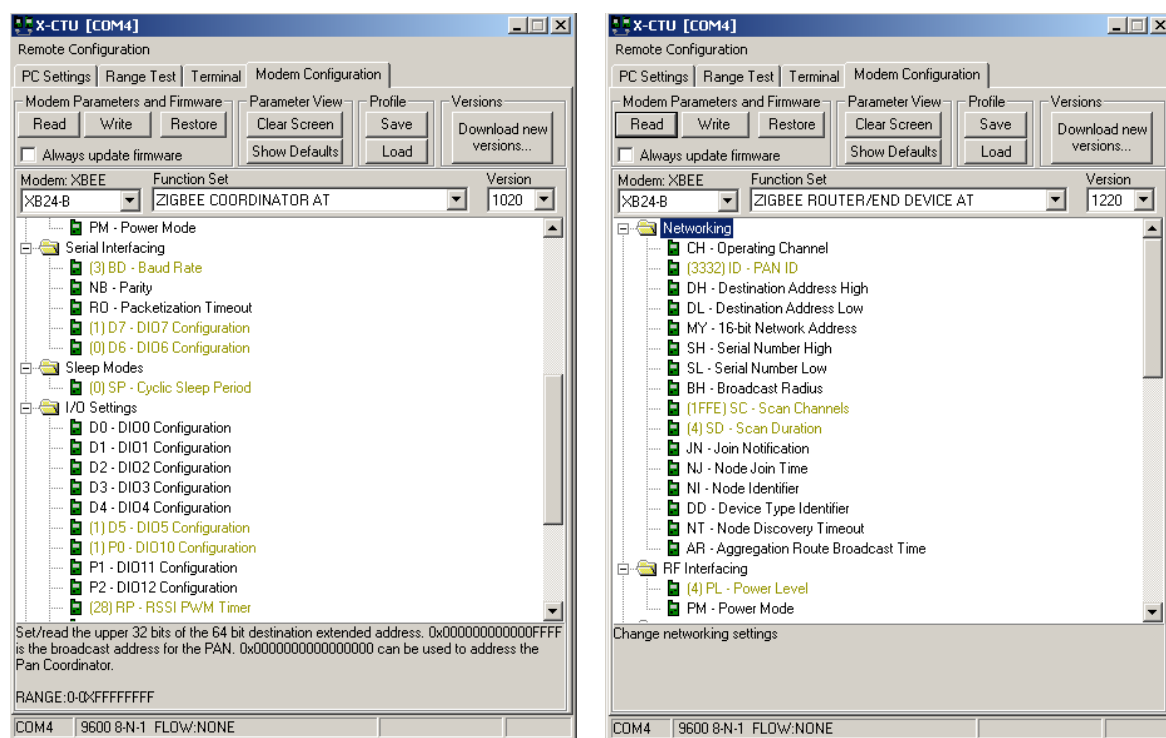
No anexo E é apresentado o código das principais funções da matriz de temperatura de 8x8 e no anexo F o código das principais funções da matriz de pressão de 16x16.

## 5.2 Nós X-Bee

Na aplicação, os módulos funcionam em modo transparente, utilizando a topologia em malha, ou seja, todos os módulos podem comunicar entre si, desde que estejam na área de alcance um do outro. Existe um módulo definido como Coordenador, que fica ligado ao computador onde serão visualizados os dados, e por cada matriz há um módulo *Router/End Device*, que recebe os valores lidos da matriz através do microcontrolador e envia para o módulo Coordenador.

A criação da rede de nós sensores foi feita com o auxílio da aplicação X-CTU. Através deste *software* é possível programar cada um dos módulos, definindo-os como *Coordinator* ou *Router/End Device*. Para a aplicação é utilizado o modo AT, que é o modo mais simples, onde é feita a recepção e envio de dados.

As figuras 5.3.A e 5.3.B ilustram as funcionalidades da aplicação X-CTU.



A

B

Figura 5.3 – A- Configuração do nó Coordenador; B – Configuração do *Router/End Device*.

As funções seguintes foram necessárias para alterar e configurar a rede *ZigBee* do sistema desenvolvido.

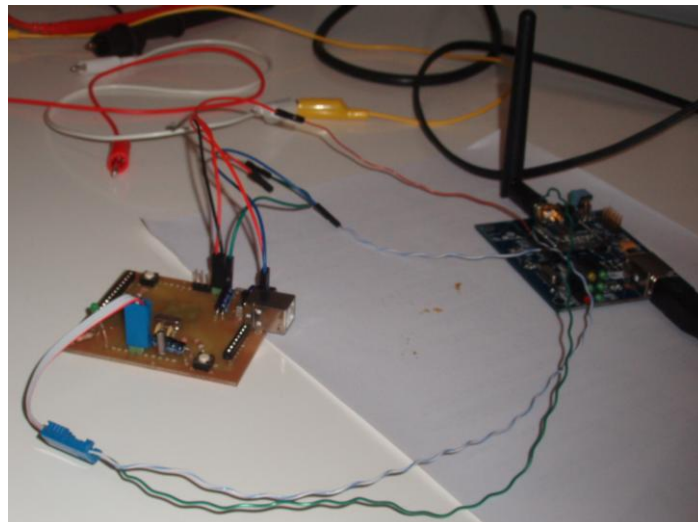
Para o Nó Coordenador tem-se:

- Função: *ZigBee Coordinator AT*
- *PAN ID* (Identificação da rede): 333
- *Power Level*: 4 – Highest (equivale a +3 dBm)

Para o Nó *Router/End Device* tem-se:

- Função: *ZigBee Router/End Device AT*
- *PAN ID* (Identificação da rede): 333
- *Power Level*: 4 – Highest (equivale a +3 dBm)

Após a configuração de ambos os nós, o nó designado como coordenador fica ligado a um computador, por exemplo o computador que estiver na sala de monitorização de dados. Enquanto o nó definido como *Router/End Device* é ligado ao microcontrolador que controla o circuito de aquisição de dados das matrizes, através dos pinos de envio e recepção de dados como mostra a Figura 5.4, este nó está situado na sala de cuidados também ligado a um computador.



**Figura 5.4 - Ligação entre o módulo XBee e o microcontrolador.**

Como modelo de propagação a ser utilizado é apresentado o modelo de factor de atenuação de parede (WAF - *Wall Attenuation Factor*), utilizado em [80] devido à capacidade que possui para descrever o fenómeno de desvanecimento lento e a atenuação que os ambientes fechados introduzem na propagação do sinal. Este modelo utiliza um factor de atenuação que permite prever o comportamento do sinal quando este se propaga num ambiente onde as paredes constituem o principal obstáculo (espaço fechado) e deriva de um outro modelo (FAF - *Floor Attenuation Factor*), em que o factor de atenuação permite estimar a potência em andares diferentes do andar em que se efectua a emissão [81]. No modelo WAF a potência é estimada com base na seguinte equação:

$$P_{dBm} = P_{0\ dBm} - 10n \log\left(\frac{d}{d_0}\right) - \begin{cases} nW * WAF, nW < C \\ C * WAF, nW \geq C \end{cases} \quad (5.1)$$

em que  $n$  indica a taxa a que a atenuação do sinal aumenta com o aumento da distância de propagação,  $P(d_0)$  é a potência do sinal recebido a uma distância de referência  $d_0$  e  $d$  é a distância que separa o emissor do receptor. O parâmetro  $C$  contabiliza o número de paredes a partir do qual o factor de atenuação de parede (WAF) deixa de ter influência,  $nW$  é o número de obstáculos, neste caso paredes, entre emissor e receptor e o valor de  $WAF$  refere-se à atenuação que uma parede introduz no sinal. De uma maneira geral, os valores de  $n$  e  $WAF$  são parâmetros característicos de cada espaço fechado. O valor de  $WAF$  é dependente das características de cada parede, como a espessura, o tipo de material que a constitui e das características electromagnéticas do mesmo [81].

Os testes realizados no trabalho [80] vieram mostrar que a aplicação deste modelo num sistema de localização de pessoas em espaços fechados contribuiu para exactidão da resposta do mesmo.

### 5.3 Matlab

Para a criação da interface gráfica da ferramenta de visualização de dados da matriz utilizou-se o ambiente de desenvolvimento gráfico (GUIDE) do *software Matlab* 6.1.

No anexo F é apresentado o código da interface principal, onde estão implementadas as funções que desenham os mapas de cores das respectivas matrizes e para o caso da matriz de pressão, nesta função está implementada a fórmula para a conversão de valores vindos da matriz. No anexo G é também apresentada a função responsável pela ligação à porta série do computador e a função que cria a tabela para mostrar os valores obtidos da matriz. Como o código para a tabela de 16x16 é igual ao código da tabela 8x8 só é apresentada uma função. O fluxograma referente ao código é apresentado na Figura 5.5.

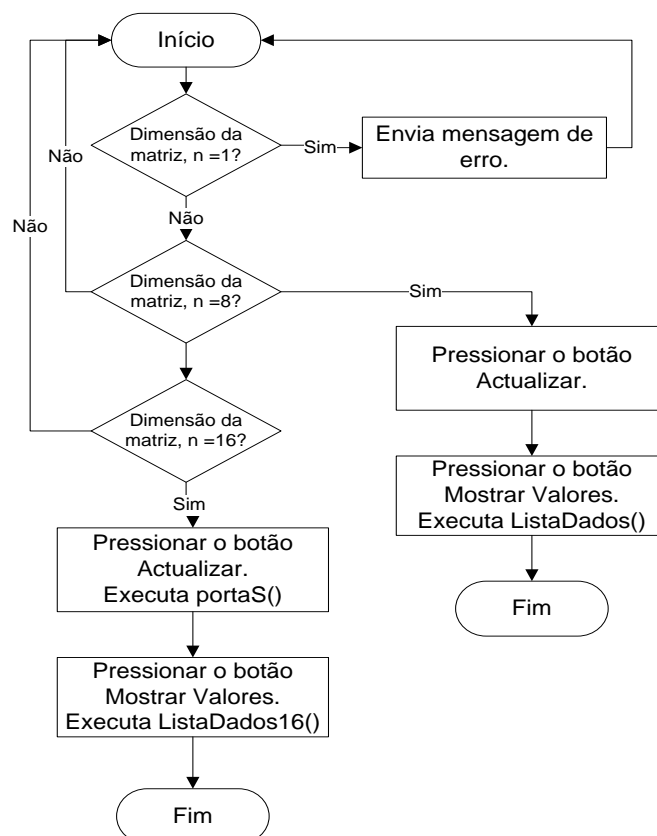
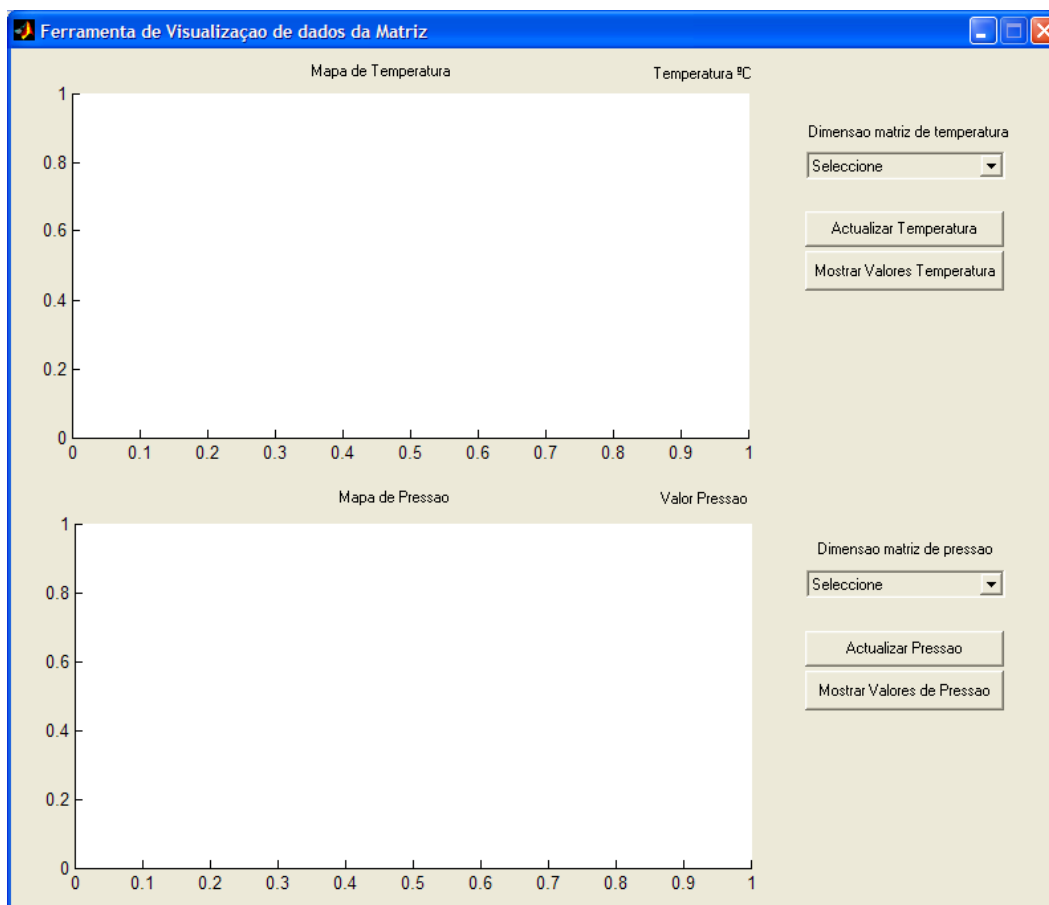


Figura 5.5 - Fluxograma de funcionamento da interface gráfica.

Ao executar o código da interface gráfica é obtida a janela apresentada na Figura 5.6. Na parte de cima da Figura 5.6 são apresentados os valores referentes à matriz de temperatura e na parte de baixo os valores para a matriz de pressão.



**Figura 5.6 – Janela principal da ferramenta de visualização de dados da matriz.**

Como é mostrado no fluxograma da Figura 5.5, o primeiro passo a ser feito para poder visualizar os valores da matriz é seleccionar a matriz de sensores pretendida. De seguida para visualizar o gráfico dos valores é necessário pressionar o botão *Actualizar*, como mostra a Figura 5.6. Os dados são enviados pela porta série e é executada a função definida por *portaS()*. Esta é a que está encarregue de fazer a ligação à porta série do computador, e guardar os dados recebidos num ficheiro. No ficheiro são guardados três colunas de valores, a primeira identifica o sensor, a segunda mostra o valor de tensão e a terceira coluna apresenta o valor em graus, para o caso da matriz de temperatura. Este último valor é o que será utilizado para a construção do mapa de cores e para preencher a tabela de valores na função *ListaDados()*.

Se dimensão a matriz for 16x16, é executada a função *ListaDados16()*, sendo a janela onde é representada o gráfico a mesma se for utilizada a matriz de temperatura. A diferença está na janela de valores da matriz, pois em vez de 8 linhas apareceram 16 linhas por 16 colunas, o que faz que a janela seja um pouco maior.

Outra diferença no tratamento de valores das matrizes é na conversão dos mesmos. Para a matriz de temperatura a conversão dos valores para graus é feita no microcontrolador com a utilização de uma curva de calibração enquanto que para a

matriz de pressão a conversão dos valores é feita no *Matlab*, pois são utilizadas 256 curvas de calibração.

Para a construção da janela que mostra cada um dos valores da matriz, foram colocadas cada uma das caixas de texto onde aparecem os valores, pois na versão do *Matlab* 6.1, a opção de colocar uma tabela automaticamente não está disponível.

Para ser possível utilizar a função que executa o código da *portaS()* desenvolvido, foi utilizada a versão 6.1 do *Matlab*, pois com a versão 6.5 tinha de ser reiniciado o sistema de cada vez que fosse utilizada a função.

## 5.4 Visualização de Resultados

Como resultados de teste são apresentadas algumas experiências, efectuadas com a matriz de temperatura de 8x8 e com as matrizes de temperatura e de pressão de 16x16. A Figura 5.7 mostra o mapa de cores para a matriz de 8x8, quando foi colocado uma superfície de esponja, do tamanho da matriz, por cima da mesma.

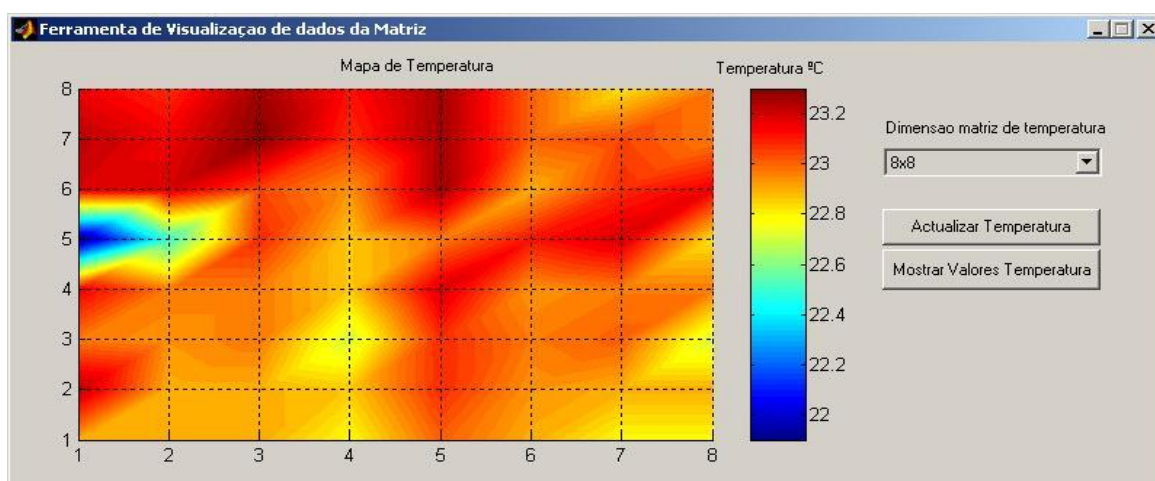


Figura 5.7 – Mapa de cores obtido quando colocada uma superfície de esponja sobre a matriz de temperatura 8x8.

Para testar a matriz de temperatura de 64 sensores foi colocada a mão sobre a matriz. Na ferramenta de visualização desenvolvida, foi seleccionada a dimensão da matriz, e ao carregar no botão Actualizar foi obtido o mapa de cores da Figura 5.8.

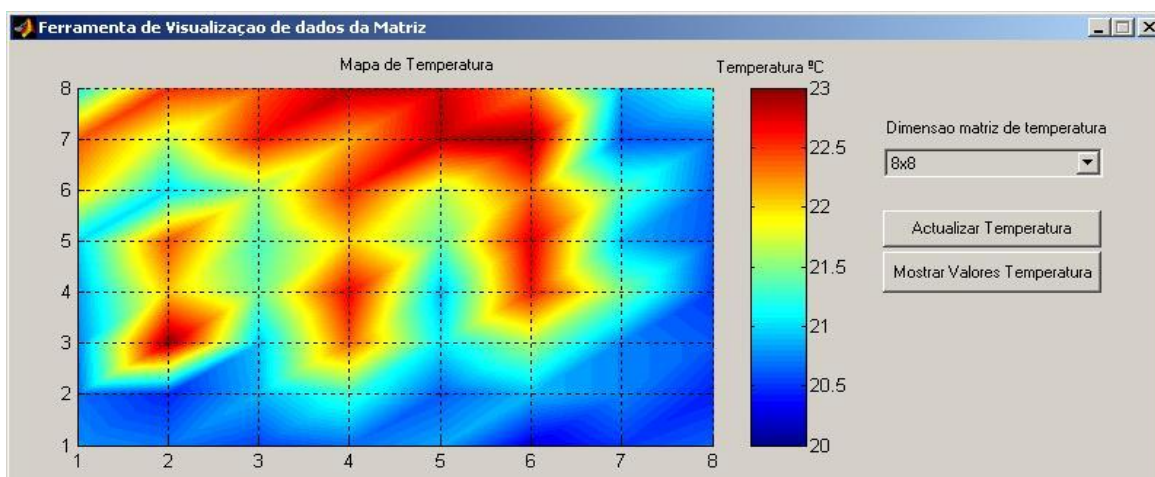


Figura 5.8 – Mapa de cores obtido com a mão sobre a matriz de temperatura de 8x8.

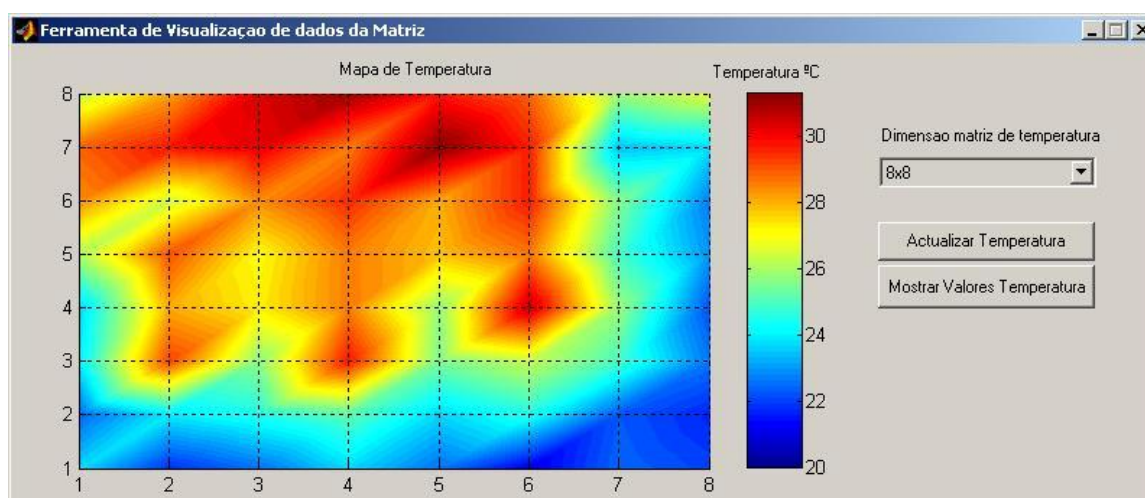


Ao carregar no botão Mostrar Valores de Temperatura é gerada a janela da Figura 5.9, com os valores de cada um dos sensores da matriz.

| Valores da Matriz |         |         |         |         |         |         |         |
|-------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| Linha 1           | Linha 2 | Linha 3 | Linha 4 | Linha 5 | Linha 6 | Linha 7 | Linha 8 |
| 22.9              | 22.5    | 22.8    | 23.1    | 23.7    | 27.7    | 29.1    | 24.2    |
| 22.6              | 21.7    | 31.3    | 27.8    | 29.2    | 23.8    | 26.3    | 29.6    |
| 22                | 23.3    | 23.5    | 25.3    | 24.9    | 25.9    | 29.9    | 29      |
| 22.5              | 24.8    | 29      | 30.2    | 27.7    | 29.7    | 28      | 30.9    |
| 23.2              | 22.3    | 24      | 23.4    | 25.2    | 26.2    | 30.8    | 30.6    |
| 21                | 23.4    | 26      | 29.9    | 30.4    | 28.9    | 31.3    | 28.5    |
| 21.9              | 22.8    | 22.8    | 25.6    | 23.4    | 25.2    | 22.2    | 23.3    |
| 22.4              | 21.6    | 22.3    | 21.9    | 22.2    | 22.3    | 22.5    | 24.4    |

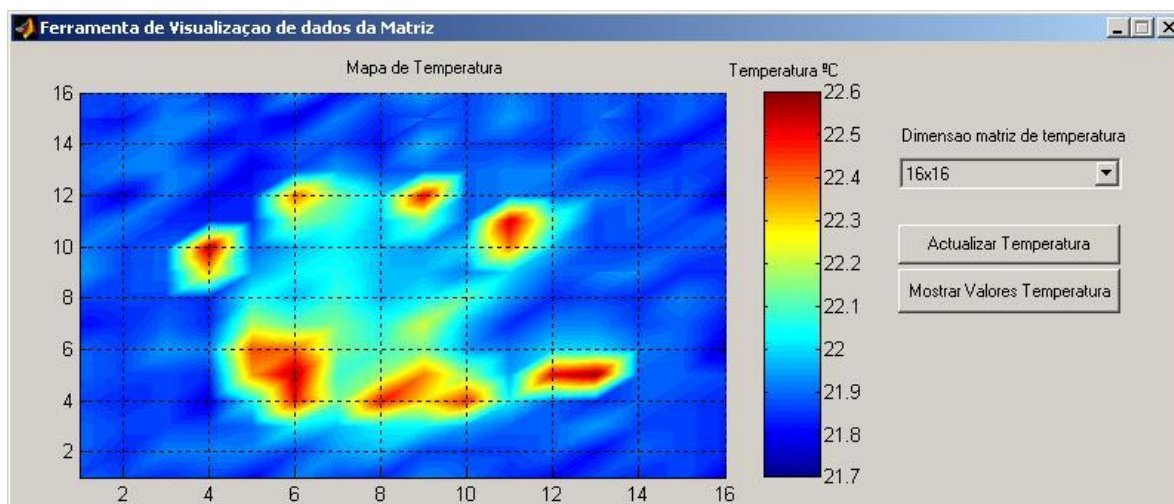
**Figura 5.9 – Tabela de valores correspondentes à matriz de temperatura.**

Os valores apresentados na tabela da Figura 5.9, correspondem às cores obtidas no mapa de cores da Figura 5.8. Mantendo a mão em cima da matriz voltou-se a actualizar os valores da temperatura e o resultado obtido é ilustrado na Figura 5.10.



**Figura 5.10 – Mapa de cores obtido após ter sido retirada a mão de cima da matriz.**

A mesma experiência foi efectuada com a matriz de temperatura de 256 sensores. Colocou-se a mão sobre a matriz e o resultado é apresentado na Figura 5.11.



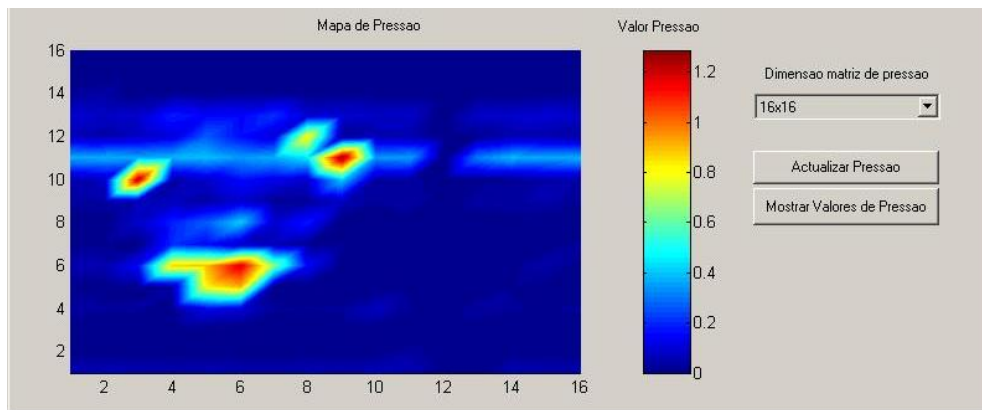
**Figura 5.11 - Mapa de cores obtido com a mão sobre a matriz de temperatura de 16x16.**

Do mesmo modo que para a matriz de temperatura 8x8, ao carregar no botão **Mostrar Valores de Temperatura**, é gerada a janela da Figura 5.12, com os valores de cada um dos sensores da matriz de temperatura 16x16.

| Linha 1 | Linha 2 | Linha 3 | Linha 4 | Linha 5 | Linha 6 | Linha 7 | Linha 8 | Linha 9 | Linha 10 | Linha 11 | Linha 12 | Linha 13 | Linha 14 | Linha 15 | Linha 16 |
|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| 22.3    | 22.4    | 22.4    | 22.3    | 22.4    | 22.4    | 22.1    | 22.3    | 22.6    | 22.5     | 22.3     | 22.3     | 22.4     | 22.3     | 22.2     | 22.2     |
| 22.3    | 22.2    | 22.3    | 22.2    | 22.3    | 22.3    | 22.2    | 22.3    | 22.3    | 22.3     | 22.5     | 22       | 22.5     | 22.4     | 22.1     | 22.3     |
| 22.2    | 22.5    | 22.3    | 22.3    | 22.3    | 22.6    | 22.4    | 22.3    | 22.4    | 22.2     | 22.5     | 22.5     | 22.5     | 22.5     | 22.5     | 22.4     |
| 22.3    | 22.5    | 22.3    | 22      | 22.2    | 22.5    | 22.2    | 22.2    | 24      | 24.9     | 22.2     | 22.1     | 22.4     | 22.1     | 22.5     | 22.2     |
| 22.1    | 22.5    | 22.4    | 22.9    | 24.1    | 24.4    | 23.5    | 23      | 22.6    | 22.4     | 22.2     | 22.2     | 22       | 22.2     | 22.2     | 22.1     |
| 22.5    | 22.3    | 22.9    | 24.6    | 24.9    | 24.3    | 23.2    | 22.7    | 22.9    | 22.7     | 23.4     | 24.3     | 22.3     | 22.4     | 22       | 22.6     |
| 22.3    | 22.6    | 22.7    | 23.3    | 23.1    | 23.3    | 23.3    | 23.1    | 23      | 22.9     | 23.1     | 23.3     | 22.6     | 22.3     | 22.5     | 22.1     |
| 22.2    | 22.7    | 22.9    | 24.6    | 23.4    | 23.1    | 23      | 22.7    | 22.7    | 22.7     | 22.7     | 22.8     | 22.3     | 22.1     | 22.2     | 22.4     |
| 22.5    | 22.3    | 22.9    | 23.9    | 24.2    | 23.3    | 23.6    | 22.9    | 22.7    | 22.6     | 23.3     | 24.7     | 22.4     | 22.7     | 22.3     | 22.6     |
| 22.4    | 22.3    | 22.6    | 24.5    | 23.4    | 22.6    | 22.7    | 23.2    | 22.5    | 22.8     | 22.4     | 22.4     | 22.4     | 22.3     | 22.3     | 22.3     |
| 22.2    | 22.3    | 22.4    | 22.9    | 22.6    | 22.5    | 22.2    | 22.6    | 22.8    | 24.2     | 24.8     | 22.5     | 22.5     | 22.3     | 22.6     | 22.5     |
| 22.1    | 22.4    | 22.4    | 22.4    | 24.7    | 22.8    | 22.5    | 22.2    | 22.4    | 22.7     | 23.2     | 22.4     | 22.5     | 22.2     | 22.3     | 22.3     |
| 22.3    | 22.1    | 22.6    | 22.2    | 25      | 22.8    | 22.5    | 22.3    | 22.4    | 22.3     | 22.3     | 22.5     | 22.2     | 22.5     | 22.4     | 22.4     |
| 22.2    | 22.4    | 22.3    | 22.4    | 22.4    | 22.5    | 22.3    | 22.2    | 22.5    | 22.3     | 22.4     | 22.4     | 22.2     | 22.3     | 22.2     | 22.3     |
| 22.3    | 22.3    | 22.3    | 22.3    | 22.4    | 22.4    | 22.4    | 22.5    | 22.2    | 22.4     | 22.3     | 22.3     | 22.3     | 22.1     | 22.4     | 22.4     |
| 22      | 22.2    | 22.2    | 22.2    | 22.3    | 21.9    | 22.1    | 22.3    | 22.2    | 22.3     | 22.4     | 22       | 22       | 22.3     | 22.1     | 22.3     |

**Figura 5.12 - Tabela de valores correspondentes à matriz de temperatura 16x16.**

O mesmo teste foi realizado na matriz de pressão de 16x16. Foi colocada a mão sobre a matriz, dando o resultado ilustrado na Figura 5.13.



**Figura 5.13 – Mapa de cores obtido para a matriz de pressão de 16x16.**

Ao analisar os valores obtidos no mapa de cores da Figura 5.13 e na tabela de valores da Figura 5.14, verifica-se que os valores obtidos para a mesma pressão são iguais, o que leva a afirmar que os valores das curvas de calibração são adequados.

| Valores da Matriz de Pressão de 16x16 |         |         |         |         |         |         |         |         |          |          |          |          |          |          |          |
|---------------------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Valores da Matriz                     |         |         |         |         |         |         |         |         |          |          |          |          |          |          |          |
| Linha 1                               | Linha 2 | Linha 3 | Linha 4 | Linha 5 | Linha 6 | Linha 7 | Linha 8 | Linha 9 | Linha 10 | Linha 11 | Linha 12 | Linha 13 | Linha 14 | Linha 15 | Linha 16 |
| 0.068                                 | 0.07    | 0.06    | 0.053   | 0.068   | 0.053   | 0.053   | 0.07    | 0.053   | 0.07     | 0.06     | 0        | 0.005    | 0.065    | 0.053    | 0.058    |
| 0.005                                 | 0       | 0.005   | 0.003   | 0.005   | 0.003   | 0.003   | 0.003   | 0.003   | 0.008    | 0.028    | 0        | 0        | 0.003    | 0.005    | 0.003    |
| 0                                     | 0       | 0       | 0       | 0       | 0       | 0.005   | 0       | 0.005   | 0        | 0        | 0        | 0        | 0        | 0        | 0        |
| 0.043                                 | 0.023   | 0.023   | 0.013   | 0.125   | 0.095   | 0.023   | 0.02    | 0.025   | 0.073    | 0.018    | 0        | 0.033    | 0.023    | 0.018    | 0.025    |
| 0.01                                  | 0.005   | 0.013   | 0.025   | 0.818   | 0.916   | 0       | 0.003   | 0       | 0        | 0.013    | 0        | 0.005    | 0.018    | 0.003    | 0.005    |
| 0.06                                  | 0.05    | 0.148   | 0.878   | 0.898   | 1.186   | 0.653   | 0.145   | 0.008   | 0        | 0        | 0        | 0.02     | 0.01     | 0.045    | 0.01     |
| 0.008                                 | 0.015   | 0       | 0.2     | 0.155   | 0.068   | 0.053   | 0.018   | 0.015   | 0.013    | 0.005    | 0        | 0.013    | 0.003    | 0.008    | 0.025    |
| 0                                     | 0.003   | 0.085   | 0.19    | 0.265   | 0.413   | 0.095   | 0.178   | 0       | 0        | 0.003    | 0        | 0        | 0.003    | 0        | 0        |
| 0.038                                 | 0.038   | 0.065   | 0.063   | 0.04    | 0.09    | 0.025   | 0.025   | 0.068   | 0.023    | 0.038    | 0        | 0.035    | 0.038    | 0.048    | 0.023    |
| 0.048                                 | 0.068   | 1.231   | 0.033   | 0.083   | 0.16    | 0.125   | 0.088   | 0.41    | 0.025    | 0.028    | 0        | 0.013    | 0.018    | 0.04     | 0.04     |
| 0.373                                 | 0.38    | 0.368   | 0.38    | 0.398   | 0.35    | 0.373   | 0.448   | 1.289   | 0.34     | 0.358    | 0        | 0.31     | 0.385    | 0.368    | 0.383    |
| 0.065                                 | 0.043   | 0.07    | 0.108   | 0.263   | 0.16    | 0.1     | 0.826   | 0.013   | 0.053    | 0.045    | 0        | 0.015    | 0.048    | 0.043    | 0.035    |
| 0.095                                 | 0.08    | 0.09    | 0.188   | 0.15    | 0.153   | 0.21    | 0.093   | 0.095   | 0.08     | 0.083    | 0        | 0.085    | 0.088    | 0.103    | 0.083    |
| 0.023                                 | 0.035   | 0.003   | 0.015   | 0.005   | 0.02    | 0.013   | 0.003   | 0.008   | 0.008    | 0.005    | 0        | 0.008    | 0.005    | 0.005    | 0.013    |
| 0                                     | 0       | 0       | 0       | 0.003   | 0.003   | 0       | 0       | 0       | 0        | 0        | 0.003    | 0        | 0        | 0        | 0.003    |
| 0.013                                 | 0       | 0.003   | 0.005   | 0.003   | 0.01    | 0       | 0.015   | 0.005   | 0        | 0.005    | 0.01     | 0        | 0.008    | 0.005    | 0.003    |

**Figura 5.14 – Tabela de valores obtidos para a matriz de pressão de 16x16.**

A calibração dos sensores da matriz de pressão teria de ser refeita novamente, mas desta vez utilizando como base o colchão de esponja, para obter uma curva de calibração mais adequada.

O sistema acima descrito apresenta-se como uma mais valia na monitorização da temperatura e pressão, segundo a opinião do grupo de peritos que discutiu os resultados preliminares. O presente trabalho foi divulgado a este grupo, no Encontro de Enfermagem realizado em Angra do Heroísmo, Universidade dos Açores, em Outubro de 2009. O grupo ICE prevê que o actual sistema possa ser utilizado no estudo de prevenção de úlceras por pressão.

## 6 Conclusões e Trabalhos Futuros

De seguida são apresentadas as principais conclusões da dissertação e sugestões de trabalhos futuros.

### 6.1 Conclusões

Foi feito um estudo sobre a relação entre as UPP a temperatura e pressão.

Há no mercado sistemas já comercializados para a monitorização da pressão e da temperatura, porém a custos muito elevados desconhecendo-se estudos da sua aplicação na detecção de úlceras por pressão.

Fez-se um estudo dos componentes disponíveis no mercado e projectou-se um protótipo que, por contacto, monitorizasse alterações de temperatura e pressão a um preço mais económico.

A criação de um sistema de monitorização de temperatura e pressão permitiu o desenvolvimento de duas mantas de 256 sensores, com resposta adequada à variação da pressão e da temperatura.

A matriz de temperatura permite identificar alterações de temperatura entre 20 °C e 50 °C com oscilações de 0,1 °C. Continua por responder qual o ponto crítico de temperatura que leva ao aparecimento de UPP. Ao que se sugere um estudo da sua aplicação.

O estudo das características de dois termistores levou a escolher o termistor com menor valor de beta, dado a resposta, a uma variação de temperatura ser mais rápida. Foi escolhido o termistor com custo económico mais baixo e tendo em conta a sua sensibilidade.

A matriz de pressão possibilita a detecção de alterações de pressão. Os sensores de cobre e latão construídos revelaram comportamentos distintos. Tendo os de latão um desempenho mais uniforme que os de cobre, mas saturou mais rapidamente.

A pesquisa dos vários circuitos de dados de uma matriz levou a inferir que existem várias características comuns. As mais significativas são o circuito seguidor de tensão, *buffer*, no início de cada uma das linhas da matriz e um circuito de terra virtual no fim de cada coluna.

Constatou-se, no entanto, que as soluções apresentadas, não eliminavam o efeito de *crosstalk*. A análise do valor da tensão e a corrente em vários pontos do circuito permitiu compreender como anulá-lo.

Para eliminar o efeito de *crosstalk*, foram introduzidos no circuito transístores no início de cada uma das linhas. Para controlar cada um destes componentes foi utilizado um decodificador. Assim quando uma das linhas era seleccionada através do multiplexador, o respectivo transístor é seleccionado pelo decodificador, isolando a linha activa das restantes linhas da matriz.

Demonstrou-se que o acesso à informação, valores dos sensores da matriz, pode ser feito local e remotamente. Através da ligação do microcontrolador a um computador, por uma ligação USB. Para o acesso sem fios é utilizada a tecnologia *ZigBee*, com recurso aos nós *XBee*.

A ferramenta de visualização dos dados da matriz desenvolvida, permite consultar os dados gráfica e numericamente.

## **6.2 Trabalhos Futuros**

Todo o trabalho futuro a ser desenvolvido deverá ter por base, um sistema de custo económico acessível.

No que diz respeito ao sistema desenvolvido, a sua evolução passa pelo aperfeiçoamento do protótipo. Idealiza-se a construção de uma matriz de sensores integrada num tecido. Desta forma, acredita-se que se ultrapassava os problemas de isolamento detectados.

Por outro lado, sugere-se o aperfeiçoamento do *software* de visualização dos dados de modo recorrendo a uma ferramenta de programação que seja de utilização livre.

## 7 Referências

- [1] European Pressure Ulcer Advisory Panel and National Pressure Ulcer Advisory Panel. Prevention and treatment of pressure ulcers: quick reference guide. Washington DC: National Pressure Ulcer Advisory Panel; 2009.
- [2] Bergstrom, N.; et.al. Pressure ulcer treatment - Clinical Practice Guideline. Quick reference guide for clinicians. *Advances in Wound Care*, v. 8, n. 2, p. 22-44, 1995.
- [3] Dealey C. Cuidando de feridas Um guia para os enfermeiros, São Paulo: Atheneu; 1996.
- [4] Rogenski, N., M. B.; Santos, V. L. C. G.. Estudo sobre a incidência de úlceras por pressão em um hospital universitário. *Rev. Latino-Am. Enfermagem*, July/Aug. 2005, vol.13, no.4, p.474-480. ISSN 0104-1169.
- [5] Blanck, M., Fisiopatologia das feridas, In: Grupo ICE (Editor), *Enfermagem e úlceras por pressão: Da reflexão sobre a disciplina às evidências nos cuidados*, Imprensa Pelayo, Espanha, p.261-276, 2008.
- [6] Barczak CA, Barnet RI, Schilds EJ, Bosley LM. Fourth national pressure ulcer prevalence survey, *Adv Wound Care*, 10(4): 18-26, 1997.
- [7] Ribeiro, A. R. F. Úlceras de pressão: Revisão de conceitos. 2008.
- [8] Bryant RA, Shannon ML, Pieper B, Braden BJ, Morris DJ., *Pressure ulcers.*, In: Bryant RA. *Acute and chronic wounds: nursing management*. Missouri: Mosby, p. 105-63, 1992.
- [9] Van Rijswijk, L., The language of wounds. In: Krasner D, Kane D (eds) *Chronic wound care: a clinical source book for health care professionals* Wayne, 2nd edn. Health, 1997.
- [10] Fernandes LM. Úlcera de pressão em pacientes críticos hospitalizados. Uma revisão integrativa da literatura, *Dissertação*, São Paulo (SP): Escola de Enfermagem da USP, 2000.
- [11] Morrison, M., *Prevenção e Tratamento de Úlceras de Pressão: problemas e paradoxos*, ISBN 972-8383-68-1, Lusociência, Loures, 2004.
- [12] Bergstrom N, Braden BJ, Laguzza A, Holman V., The Braden scale for predicting pressure sore risk, 36(4): 205-10, 1987.
- [13] Bryant RA., *Acute and Chronic Wounds Management*, 2nd ed. Missouri: Mosby, 236, 2000.
- [14] Maklebust J, Siegreen M. *Pressure ulcers: prevention and nursing management*. Pennsylvania: Springhouse; 1996.

- [15] Krasner D. Pressure ulcers. Assessment, classification and management. In: Krasner D, Kane D. Chronic wound care, 2nd ed. Wayne: Health Management Publications, p. 152-7, 1997.
- [16] Defloor et al, Classificação das Úlceras de pressão. EPUAP, Puclas 2, 2006.
- [17] Biancarelli A. Um mundo mais grisalho. Folha de São Paulo, Caderno Especial: 3, 1999.
- [18] Scott, ET.; et al. Effects of warning therapy on pressure ulcers: a randomized trial. AOPN Journal. Vol 73 (5), pp. 921-938. May, 2001.
- [19] Sharp CA, McLaws ML., A discourse on pressure ulcer physiology: the implications of repositioning and staging, October 2005.
- [20] Maklebust J. Pressure Ulcer: Decreasing risk for old adult. Geriatr Nurs, 18(6): 250-4, 1997.
- [21] Soe.Si, W., Wipke-Tens, D.D., Williams, D.A. Elevated sacral skin temperature: a risk factor for pressure ulcer development in hospitalized neurologically impaired Thai patients. Appliad Nursing Research. Vol 18(1) pp.29-35. Fev. 2005.
- [22] Royal College of Nursing, Pressure Ulcer Risk Assement and Prevention, Recommendations 2001.
- [23] W.L.Chang, A. A. Seireg, Prediction of ulcer formation on the skin, Harcourt Publishers Ltd, 1999.
- [24]Linder-Ganz E., Gefen A.,The Effects of Pressure and Shear on Capillary Closure in the Microstructure of Skeletal Muscles, Annals of Biomedical Engineering, Vol.35,No.12,pp.2095-2107, December 2007.
- [25] Laizzo PA., Temperature modulation of pressure ulcer formation: using a swine model, WOUNDS, 16: 336–343, 2004.
- [26] S. Stephen, L. Maureen, M. Diane, D. Kim, R. Brian, Clinical skin temperature measurement to predict incipient pressure ulcers, in Advances in Skin & Wound Care, May/Jun 2001.
- [27] Carvalhal, R., et al., Estudo prevalência das Úlceras por Pressão, In: Grupo ICE (Editor), Enfermagem e Úlceras por Pressão: Da reflexão sobre a disciplina às evidências nos cuidados, Investigação Científica em Enfermagem, Espanha, 2008.
- [28] Sharp CA, McLaws ML, A discourse on pressure ulcer physiology: the implications of repositioning and staging, October 2005.
- [29] Salvadalena, G.D., Snyder, M.L., Brogdon, K.E., Clinical Trial of the Braden Scale on an acute care medical unity, Journal of Enterostomal Therapy Nursing, 19(5), 160-165, 1992.
- [30] Smith LN, Booth N, Douglas D. et al; A crititique of “at risk” pressure sore assessment tools; J. Clin. Nurs., 4: 153-159,1995.



- [31] Norton D., Norton revised risk scores, *Nursing Times*, 83 (41):6, 1987.
- [32] García FP, Pancorbo PL, Torra JE, Blasco C., Escalas de valoración de riesgo del úlceras por presión, En: Soldevilla JJ, Torra JE (eds), *Atención integral de las heridas crónicas*, 1ª ed. Madrid, 209-226, SPA 2004.
- [33] Gosnell DJ., An assessment tool to identify pressure sores; *Nursing research*; 22: 55-59, 1973.
- [34] Berglund B, Nordström G., The use of the modified Norton scale in nursing-home patients; *Scand J Caring Sci*; 9: 165-169, 1995.
- [35] Acedido em Janeiro de 2009: <http://www.maxwellbohr.com.br/>.
- [36] Baker, Bonnie, "Thermistors in Single Supply Temperature Sensing Circuits", AN685, Microchip Technology Inc., 1998.
- [37] Acedido em Março de 2009: [http://paginas.fe.up.pt/histel/Lei\\_Joule.pdf](http://paginas.fe.up.pt/histel/Lei_Joule.pdf).
- [38] Acedido em Março de 2009: <http://www.brasilecola.com/fisica/fusiveis.htm>.
- [39] Site da empresa Canhterm, acedido em Setembro de 2009: [http://www.cantherm.com/products/thermistors/choosing\\_ntc.html#3](http://www.cantherm.com/products/thermistors/choosing_ntc.html#3).
- [40] Acedido em Dezembro de 2008: [http://www.metropolitanmedical.com/prod/DerPerMon\\_1.htm](http://www.metropolitanmedical.com/prod/DerPerMon_1.htm).
- [41] Acedido em Dezembro de 2008: [http://www.sparkfun.com/commerce/product\\_info.php?products\\_id=8777](http://www.sparkfun.com/commerce/product_info.php?products_id=8777).
- [42] H.K. Lee, S.I. Chang, E.Yoon, A flexible polymer tactile sensor: fabrication and modular expandability for large area deployment, *J. Microelectromech. Syst.*, 15 (6), 1681–1686, 2006.
- [43] Acedido em Janeiro de 2009: [http://www.interlinkelectronics.com/force\\_sensors/technologies/fsr.html](http://www.interlinkelectronics.com/force_sensors/technologies/fsr.html).
- [44] Acedido em Janeiro de 2009, no Site da Tekscan: <http://www.tekscan.com/flexiforce/flexiforce.html>.
- [45] A. Gaddam, S. C. Mukhopadhyay, and G. Sen Gupta, "Necessity of a Bed-sensor in a Smart Digital Home to Care for Elder-People", in *IEEE Sensors*, 2008, pp. 1340 – 1343.
- [46] M. Shimojo, A. Namiki, M. Ishikawa, R. Makino, K. Mabuchi, A tactile sensor sheet using pressure conductive rubber with electrical-wires stitched method, *IEEE Sensors Journal*, vol. 4, nº 5, pp. 589–596, October 2004.
- [47] Takao Someya, Tsuyoshi Sekitani, Shingo Iba\* Yusaku Kato, Hiroshi Kawaguchi, and Takayasu Sakurai, A large-area, flexible pressure sensor matrix with organic field-



effect transistors for artificial skin applications, Edited by George M. Whitesides, Harvard University, Cambridge, MA, and approved May 25, 2004 (received for review March 18, 2004).

[48] J. Yang, M. Y. Cheng, W. Y. Chang, L. C. Tsao, S. A. Yang, W. P. Shih, E. Y. Chang, S. H. Chang, K. C. Fan, An integrated flexible temperature and tactile sensing array using PI-copper films, *Sensors and Actuators A-Physical*, vol. 143, pp.143-153, May 2008.

[49] M. Shimojo, A. Namiki, M. Ishikawa, R. Makino, K. Mabuchi, A tactile sensor sheet using pressure conductive rubber with electrical-wires stitched method, *IEEE Sensors Journal*, vol. 4, n° 5, pp. 589–596, October 2004.

[50] T. D'Alessio, Measurement errors in the scanning of piezoresistive sensors arrays, *Sensors and Actuators A-Physical*, vol. 72, pp. 71-76, 1999.

[51] R. Lazzarini, R. Magni, P. Dario, A tactile array sensor layered in an artificial skin, *IROS*, pp. 114–119, 1995.

[52] M. Witte, A. Mitchell, Tactile Sensing System Device for Robotic Manipulation, *IEEE International Workshop on Intelligent Motion Control*, pp. 893 – 896, August 1990.

[53] Tise, B., A Compact High Resolution Piezoresistive Digital Tactile Sensor, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 760 – 764, 1988.

[54] Malvino, A., *Princípios de Eletrônica*, McGraw-Hill, Sexta Edição, Volume 2, 2000.

[55] J. Meyer, P. Lukowicz, G. Tröster, “Textile Pressure Sensor for Muscle Activity and Motion Detection”, *ISWC 2006: Proceedings of the 10th IEEE International Symposium on Wearable Computers*, Montreux, Switzerland, 11.-14. October 2006.

[56] M. Sergio, N. Manaresi, F. Campi, R. Canegallo, M. Tartagni, R. Guerrieri, A Dynamically Reconfigurable Monolithic CMOS Pressure Sensor for Smart Fabric. *IEEE Journal of Solid-State Circuits* 2003, vol. 38, no. 6, pp. 966 – 975.

[57] J. Meyer, P. Lukowicz, G. Tröster, “Textile Pressure Sensor for Muscle Activity and Motion Detection”, *ISWC 2006: Proceedings of the 10th IEEE International Symposium on Wearable Computers*, Montreux, Switzerland, 11.-14. October 2006.

[58] Acedido em Maio de 2008: <http://www.urbi.ubi.pt/urbi/pagina.php?codigo=4814>.

[59] T. Harada,, T. Sato, and T. Mori, “Human motion tracking system based on skeleton and surface integration model using pressure sensors distribution bed,” in *Proc. Workshop Human Motion*, pp. 99–106, 2000.

[60] Yoshifumi Nishida, Takashi Suehiro, Shigeoki Hirai, “Estimation of Oxygen Desaturation by Analyzing Breath Curve”, in *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol. 11, No. 6, pp 483-489, 1999.

[61] Tae-Sung Lee, Yong-Moo Kwon, Hyoung-Gon Kim, “Smart Location Tracking System using FSR (Force Sensing Resistor)”, in *ICAT*, 2004.

[62] Takao Someya, Yusaku Kato, Tsuyoshi Sekitani, Shingo Iba, Yoshiaki Noguchi, Yousuke Murase, Hiroshi Kawaguchi, and Takayasu Sakurai, "Conformable, flexible, large-area networks of pressure and thermal sensors with organic transistor active matrixes", in PNAS, Vol. 102, No. 35, pp 12321 – 12325, August 2005.

[63] Acedido em Janeiro 2009: <http://www.sensorprod.com/>.

[64] Acedido em Fevereiro 2009: <http://www.pressuremapping.com/>.

[65] Acedido em Fevereiro 2009: <http://www.tekscan.com/>.

[66] Acedido em Março de 2009: <http://ltodi.est.ips.pt/joseper/IM/Pontes%20de%20Medida.pdf>.

[67] Acedido em Maio de 2009: <http://www.vishay.com/docs/29048/29048.pdf>.

[68] Acedido em Janeiro 2009: [http://www.onsemi.com/pub\\_link/Collateral/LM358-D.PDF](http://www.onsemi.com/pub_link/Collateral/LM358-D.PDF).

[69] Acedido em Maio de 2009: <http://www.farnell.com/datasheets/320584.pdf>.

[70] Acedido em Janeiro 2009: <http://datasheets.maxim-ic.com/en/ds/DG528-DG529.pdf>.

[71] Acedido em Janeiro de 2009: <http://www.fairchildsemi.com/ds/FD/FDC645N.pdf>.

[72] Acedido em Janeiro de 2009: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/15539/PHILIPS/74HCT138D.html>.

[73] Acedido em Maio de 2009: <http://www.vishay.com/docs/29050/23816333.pdf>.

[74] Koehly, R., Curtil, D., Wanderley, M.M, "Paper FSRs and latex/fabric traction sensors: methods for the development of home-made touch sensors", *Proc. NIME '06*, Paris, France, pp. 230–233, 2006.

[75] "Part 15.4: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs)", IEEE Standard for Information technology Telecommunications and information exchange between systems, September 8, 2006.

[76] P. Kinney, "ZigBee Technology: Wireless Control that Simply Works", in Conf. Communications Design Conference, October 2, 2003.

[77] "XBee/XBee-PRO OEM RF Modules", Product Manual v1.xAx - 802.15.4 Protocol. Available : <http://www.maxstream.net>.

[78] Aguiar, L., Mendonça, J., MicroRato, Projecto de Licenciatura, Universidade da Madeira, Junho de 2008.

[79] Datasheet do microcontrolador AT90USB1287, disponível no site da ATMEL.

[80] Gomes, G., Sistema RFID com tecnologia ZigBee – Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Mestrado Integrado em Engenharia Electrotécnica e de

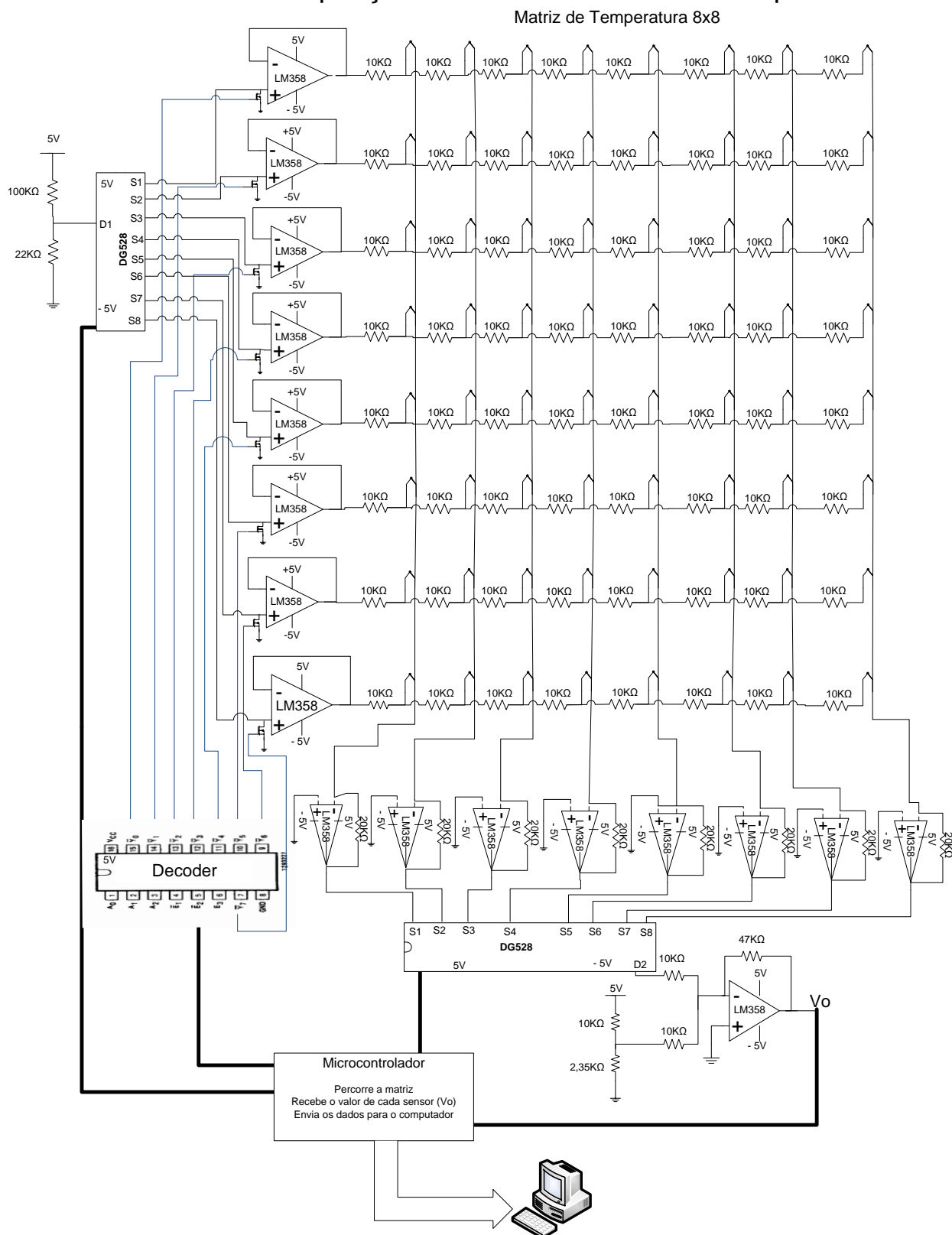
Computadores, Instituto Superior Técnico – Universidade Técnica de Lisboa, Novembro 2008.

[81] Seidel S. Y., Rappaport T. S., 914 MHz path loss prediction models for indoor wireless communications in multifloored buildings, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, v. 40, no.2, pp.207-216, February 1992.

Anexo A – Tabela dos Valores de Tensão em Função da Variação da Temperatura do Termistor.

| Temperatura (°C) | Tensão (V) |
|------------------|------------|
| 0                | 0,176      |
| 3,6              | 0,202      |
| 4,2              | 0,203      |
| 5                | 0,216      |
| 6                | 0,223      |
| 7                | 0,227      |
| 9                | 0,249      |
| 10               | 0,26       |
| 11               | 0,27       |
| 12               | 0,283      |
| 13               | 0,292      |
| 14               | 0,302      |
| 15               | 0,311      |
| 16               | 0,326      |
| 17               | 0,334      |
| 18               | 0,358      |
| 19               | 0,368      |
| 20               | 0,374      |
| 21               | 0,381      |
| 22               | 0,391      |
| 23               | 0,386      |
| 24               | 0,391      |
| 25,8             | 0,416      |
| 26,8             | 0,425      |
| 27,9             | 0,438      |
| 29,8             | 0,455      |
| 30               | 0,459      |
| 31,8             | 0,475      |
| 34               | 0,495      |
| 35               | 0,501      |
| 37               | 0,516      |
| 39               | 0,531      |
| 40               | 0,545      |
| 42,6             | 0,565      |
| 45               | 0,583      |
| 48               | 0,608      |
| 50               | 0,619      |
| 53               | 0,632      |
| 55               | 0,65       |
| 58               | 0,656      |
| 59               | 0,676      |
| 60               | 0,682      |
| 61               | 0,686      |
| 63               | 0,696      |
| 65               | 0,703      |
| 67               | 0,714      |
| 69               | 0,728      |

## Anexo B – Circuito de Aquisição de Dados da Matriz de Temperatura 8 x 8.



Anexo C – Tabela de Valores de Resistência do 8º Sensor da 8ª Coluna de Cobre da Matriz de Pressão.

| Sensor 8         |                                  |
|------------------|----------------------------------|
| Peso<br>(Newton) | Resistência, Rs<br>(K $\Omega$ ) |
| 1                | 176,2                            |
| 2                | 124,9                            |
| 3                | 115,2                            |
| 4                | 109,3                            |
| 5                | 102,7                            |
| 10               | 64,1                             |
| 15               | 59,8                             |
| 20               | 56,1                             |
| 25               | 53,7                             |
| 30               | 51,4                             |
| 35               | 49,4                             |
| 40               | 47,7                             |
| 45               | 45,1                             |
| 50               | 45                               |
| 55               | 45,2                             |
| 60               | 44,3                             |

Anexo D - Tabela de Valores de Resistência do 4º Sensor da 4ª Coluna de Latão da Matriz de Pressão.

| Sensor 4         |                        |
|------------------|------------------------|
| Peso<br>(Newton) | Resistência<br>Rs (KΩ) |
| 1                | 92,1                   |
| 2                | 60,8                   |
| 3                | 44,6                   |
| 4                | 38,3                   |
| 5                | 35,4                   |
| 10               | 25,1                   |
| 15               | 22,6                   |
| 20               | 21,4                   |
| 25               | 20,5                   |
| 30               | 19,9                   |
| 35               | 19,6                   |
| 40               | 19,5                   |
| 45               | 19,4                   |
| 50               | 19,2                   |
| 55               | 19                     |
| 60               | 18,7                   |

## Anexo E – Código Implementado no Microcontrolador AT90USB1286, para a Matriz 8x8 de Temperatura.

```
//Definição das portas que ligam do circuito ao microcontrolador
#define IN 0xE0 // ADC0
#define OUT PD7 //Saída Led
//Definição das portas B que ligam o MUX ao Microcontrolador
#define EndA0 PB0 //Porta A0 do mux1 = EndDecA0 PC1 Porta A0 do Decoder
#define EndA1 PB1 //Porta A1 do mux1 = EndDecA1 PC2 Porta A1 do Decoder
#define EndA2 PB2 //Porta A2 do mux1 = EndDecA2 PC3 Porta A2 do Decoder
#define End2A0 PB3 //Porta A0 do mux2
#define End2A1 PB4 //Porta A1 do mux2
#define End2A2 PB5 //Porta A2 do mux2
//definição das variáveis globais
float tensaoDec;
float graus;
char control;
//definição das funções
void principal(void);
void percorreColunas(void);
float medirTensao (void);

int main()
{
    //inicialização das variáveis
    stdout = &USART_out;

    DDRD|=(1<<OUT);
    PORTD|=(1<<OUT); //Pin a high
    clock_prescale_set(0);
    USART_Init(51);
    configTimer2();
    _delay_ms(1000); /* espera 1 seg para o cristal de relógio estabilizar*/
    /* Configuração do ADC*/
    ADMUX = IN;
    ADCSRA = 0x86; //Valor em decimal 134
    DIDR0 = 0xFF; //Valor em decimal 255
    sei();
    for(;;)
    {
        control = USART_Receive();
        if(control=='A'){
            principal();
        }
    }
}

float medirTensao (void){
    int aux1 = 0,aux2 = 0,auxt=0,i=0;
    float tensaoDec = 0;
    float graus = 0;
    for(i=0;i<16;i++){
        ADCSRA |= (1<<ADSC); //inicia a conversão e espera ela terminar
        loop_until_bit_is_set(ADCSRA, ADIF); //A espera de valores
        aux1 = ADCL; //2 bits menos significativos
        aux2 = ADCH; //8 bits mais significativos
        aux1 = (aux1);
        aux2 = (aux2<<8);
        aux1 = aux2 + aux1; //ADCL + ADCH = 10bit's
        aux1 += aux1; }
    aux1 = (aux1>>4);
    tensaoDec = (float)((aux1*2.56)/1023); //Conversão ADC 10 bits to decimal;
    //printf("Tensao :%.3f ",tensaoDec);
    printf("%.3f ",tensaoDec);
```



```

        graus = (float)((0.3154*tensaoDec*tensaoDec*tensaoDec)-
(0.2346*tensaoDec*tensaoDec)+(10.534*tensaoDec)+(19.974));
        return graus; }
void principal (void){
    //Activa Linha 1: Multiplexador 1 porta S1 (0,0,0) e MosFET Linha 1 (0,0,0)
    DDRB|=(1<<EndA2);
    PORTB&=~(_BV(EndA2)); //EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<EndA1);
    PORTB&=~(_BV(EndA1)); //EndA1 = 0; Coloca o pino EndA1 como output, igual a 0
    DDRB|=(1<<EndA0);
    PORTB&=~(_BV(EndA0)); //EndA0 = 0; Coloca o pino EndA0 como output, igual a 0;
    percorreColunas();
    //Activa Linha 2: Multiplexador 1 porta S2 (0,0,1) e MosFET Linha 2 (0,0,1)
    DDRB|=(1<<EndA2);
    PORTB&=~(_BV(EndA2)); // EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<EndA1);
    PORTB&=~(_BV(EndA1)); // EndA1 = 0;
    DDRB|=(1<<EndA0);
    PORTB|=(1<<EndA0); // EndA0 = 1;
    percorreColunas();
    //Activa Linha 3: Multiplexador 1 porta S3 (0,1,0) e MosFET Linha 3 (0,1,0)
    DDRB|=(1<<EndA2);
    PORTB&=~(_BV(EndA2)); // EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<EndA1);
    PORTB|=(1<<EndA1); // EndA1 = 1;
    DDRB|=(1<<EndA0);
    PORTB&=~(_BV(EndA0)); // EndA0 = 0;
    percorreColunas();
    //Activa Linha 4: Multiplexador 1 porta S4 (0,1,1) e MosFET Linha 4 (0,1,1)
    DDRB|=(1<<EndA2);
    PORTB&=~(_BV(EndA2));// EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<EndA1);
    PORTB|=(1<<EndA1);//EndA1 = 1;
    DDRB|=(1<<EndA0);
    PORTB|=(1<<EndA0); // EndA0 = 1;
    percorreColunas();
    //Activa Linha 5: Multiplexador 1 porta S5 (1,0,0) e MosFET Linha 5 (1,0,0)
    DDRB|=(1<<EndA2);
    PORTB|=(1<<EndA2); // EndA2 = 1;
    DDRB|=(1<<EndA1);
    PORTB&=~(_BV(EndA1));// EndA1 = 0;
    DDRB|=(1<<EndA0);
    PORTB&=~(_BV(EndA0));// EndA0 = 0;
    percorreColunas();
    //Activa Linha 6: Multiplexador 1 porta S6 (1,0,1) e MosFET Linha 6 (1,0,1)
    DDRB|=(1<<EndA2);
    PORTB|=(1<<EndA2); // EndA2 = 1;
    DDRB|=(1<<EndA1);
    PORTB&=~(_BV(EndA1)); // EndA1 = 0;
    DDRB|=(1<<EndA0);
    PORTB|=(1<<EndA0); // EndA0 = 1;
    percorreColunas();
    //Activa Linha 7: Multiplexador 1 porta S7 (1,1,0) e MosFET Linha 7 (1,1,0)
    DDRB|=(1<<EndA2);
    PORTB|=(1<<EndA2); // EndA2 = 1;
    DDRB|=(1<<EndA1);
    PORTB|=(1<<EndA1); // EndA1 = 1;
    DDRB|=(1<<EndA0);
    PORTB&=~(_BV(EndA0));// EndA0 = 0;
    percorreColunas();
    // Activa Linha 8: Multiplexador 1 porta S8 (1,1,1) e MosFET Linha 8 (1,1,1)
    DDRB|=(1<<EndA2);

```

```

PORTB|=(1<<EndA2); //      EndA2 = 1;
DDRB|=(1<<EndA1);
PORTB|=(1<<EndA1); //      EndA1 = 1;
DDRB|=(1<<EndA0);
PORTB|=(1<<EndA0); //      EndA0 = 1;
percorreColunas();
} //fim da função principal()

void percorreColunas(){
    float valorD;
    //Activa Coluna 1: Multiplexador 2 porta S1 (0,0,0)
    DDRB|=(1<<End2A2);
    PORTB&=~(_BV(End2A2)); //End2A2 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A1);
    PORTB&=~(_BV(End2A1)); // EndA1 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A0);
    PORTB&=~(_BV(End2A0)); //EndA0 = 0;
    //Envio da informação obtida do sensor
    PORTD|=_BV(OUT); //Pin a high
    printf("1 ");
    valorD = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD);
    USART_Transmit("\r"); //Executa um Enter
    //Activa Coluna 2 : Multiplexador 2 porta S2 (0,0,1)
    DDRB|=(1<<End2A2);
    PORTB&=~(_BV(End2A2)); // End2A2 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A1);
    PORTB&=~(_BV(End2A1)); //      End2A1 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A0);
    PORTB|=(1<<End2A0); //      End2A0 = 1;
    //Envio da informação obtida do sensor
    PORTD&=~(_BV(OUT)); //Pin a low
    printf("2 ");
    valorD = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD);
    USART_Transmit("\r");
    //Activa a coluna 3 Multiplexador 2 porta S3 (0,1,0)
    DDRB|=(1<<End2A2);
    PORTB &=~(_BV(End2A2)); //      End2A2 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A1);
    PORTB|=(1<<End2A1); //      End2A1 = 1;
    DDRB|=(1<<End2A0);
    PORTB&=~(_BV(End2A0)); // End2A0 = 0;
    //Envio da informação obtida do sensor
    PORTD|=_BV(OUT); //Pin a high
    printf("3 ");
    valorD = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD);
    USART_Transmit("\r");
    //Activa a coluna 4 Multiplexador 2 porta S4 (0,1,1)
    DDRB|=(1<<End2A2);
    PORTB &=~(_BV(End2A2)); //End2A2 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A1);
    PORTB|=(1<<End2A1); //End2A1 = 1;
    DDRB|=(1<<End2A0);
    PORTB|=(1<<End2A0); //End2A0 = 1;
    //Envio da informação obtida do sensor
    PORTD&=~(_BV(OUT)); //Pin a low
    printf("4 ");
    valorD = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD);
    USART_Transmit("\r");
    //Activa a coluna 5 Multiplexador 2 porta S5 (1,0,0)

```

```

    DDRB|=(1<<End2A2);
    PORTB |=(1<<End2A2);//      End2A2 = 1;
    DDRB|=(1<<End2A1);
    PORTB&=~(_BV(End2A1));//   End2A1 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A0);
    PORTB&=~(_BV(End2A0)); //   End2A0 = 0;
    PORTD|=_BV(OUT); //Pin a high
    printf("5 ");
    valorD = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD);
    USART_Transmit("\r");
    //Activa a coluna 6 Multiplexador 2 porta S6 (1,0,1)
    DDRB|=(1<<End2A2);
    PORTB |=(1<<End2A2); //      End2A2 = 1;
    DDRB|=(1<<End2A1);
    PORTB&=~(_BV(End2A1)); //      End2A1 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A0);
    PORTB|=(1<<End2A0); //      End2A0 = 1;
    PORTD&=~(_BV(OUT)); //Pin a low
    printf("6 ");
    valorD = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD);
    USART_Transmit("\r");
    //Activa a coluna 7 Multiplexador 2 porta S7 (1,1,0)
    DDRB|=(1<<End2A2);
    PORTB|=(1<<End2A2); //      End2A2 = 1;
    DDRB|=(1<<End2A1);
    PORTB|=(1<<End2A1);//      End2A1 = 1;
    DDRB|=(1<<End2A0);
    PORTB&=~(_BV(End2A0)); //   End2A0 = 0;
    PORTD|=_BV(OUT); //Pin a high
    printf("7 ");
    valorD = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD);
    USART_Transmit("\r");
    //Activa a coluna 8 Multiplexador 2 porta S8 (1,1,1)
    DDRB|=(1<<End2A2);
    PORTB|=(1<<End2A2); //      End2A2 = 1;
    DDRB|=(1<<End2A1);
    PORTB|=(1<<End2A1);//      End2A1 = 1;
    DDRB|=(1<<End2A0);
    PORTB|=(1<<End2A0); //      End2A0 = 0;
    PORTD&=~(_BV(OUT)); //Pin a low
    printf("8 ");
    valorD = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD);
    USART_Transmit("\r");
} //fim da função percorreColunas

```

## Anexo F – Código Implementado no Microcontrolador AT90USB1286, para as Matrizes 16x16.

```
#define IN 0xE0 // ADC0 Entrada dos valores de 1 a 8 Matriz de Temperatura
#define IN2 0xE1 // ADC1 Entrada dos valores de 9 a 16 Matriz de Temperatura
#define IN3 0xE2 // ADC2 Entrada dos valores de 1 a 8 Matriz de Pressão
#define IN4 0xE3 // ADC3 Entrada dos valores de 9 a 16 Matriz de Pressão
//Definição das portas que ligam o MUX ao Microcontrolador. Portas que controlam os multiplexers das
linhas.
//Endereços do 1º multiplexer referente às linhas
#define End1A0 PB0 //Porta A0 do mux1 = EndDecA0 PC1 Porta A0 do Decoder1
#define End1A1 PB1 //Porta A1 do mux1 = EndDecA1 PC2 Porta A1 do Decoder1
#define End1A2 PB2 //Porta A2 do mux1 = EndDecA2 PC3 Porta A2 do Decoder1
///Endereços do 2º multiplexer referente às linhas
#define End11A0 PB3 //Porta A0 do mux11 = EndDecA0 Porta A0 do Decoder11
#define End11A1 PB4 //Porta A1 do mux11 = EndDecA1 Porta A1 do Decodar11
#define End11A2 PB5 //Porta A2 do mux11 = EndDecA2 Porta A2 do Decoder11
// Portas que controlam os multiplexers das colunas
//Endereços do 1º multiplexer referente às colunas
#define End2A0 PA3 //Porta A0 do mux2
#define End2A1 PA4 //Porta A1 do mux2
#define End2A2 PA5 //Porta A2 do mux2
//Endereços do 2º multiplexer referente às colunas
#define End21A0 PA6 //Porta A0 do mux21
#define End21A1 PC6 //Porta A1 do mux21
#define End21A2 PC5 //Porta A2 do mux21
//Definição das variáveis globais
float tensaoDec;
float graus;
float pressao;
char control;
//Definição das funções
void principal(void);
void percorreColunas(void);
float medirTensao (void);
int main()
{ //inicialização das variáveis
  stdout = &USART_out;
  DDRD|=(1<<OUT);
  PORTD|=(1<<OUT); //Pin a high
  clock_prescale_set(0);
  USART_Init(51);
  configTimer2();
  _delay_ms(1000); /* espera 1 seg para o cristal de relógio estabilizar*/
  /* Configuração do ADC*/
  ADMUX = IN;
  ADCSRA = 0x86; //Valor em decimal 134
  DIDR0 = 0xFF; //Valor em decimal 255
  sei();
  for(;;)
  { control = USART_Receive();
    if(control=='A'){
      principal();
    }
  }
}
float medirTensao (void){
  int aux1 = 0,aux2 = 0,auxt=0,i=0;
  float tensaoDec = 0;
  float graus = 0;
  float pressão = 0;
  for(i=0;i<16;i++){
```

```

    ADCSRA |= (1<<ADSC); //inicia a conversão e espera ela terminar
    loop_until_bit_is_set(ADCSRA, ADIF); //A espera de valores
    aux1 = ADCL; //2 bits menos significativos
    aux2 = ADCH; //8 bits mais significativos
    //aux2 = ADCH;
    //aux2 = (aux2&0x03);
    aux1 = (aux1);
    aux2 = (aux2<<8);
    aux1 = aux2 + aux1; //ADCL + ADCH = 10bit's
    aux1 += aux1;
}
aux1 = (aux1>>4);
tensaoDec = (float)((aux1*2.56)/1023); //Conversão ADC 10 bits to decimal;
//printf("Tensao :%4.3f ",tensaoDec);
printf("%4.3f ",tensaoDec);
//printf("Identificacao do sensor");
pressao = (float)((tensaoDec)); //para o caso da matriz de pressão
//graus = (float)((0.3154*tensaoDec*tensaoDec*tensaoDec)-
(0.2346*tensaoDec*tensaoDec)+(10.534*tensaoDec)+(19.974)); //para a matriz de temperatura
//return graus; // Valor devolvido em graus Celsius
return pressao // Valor devolvido em tensão.
}

void principal(void) // função que efectua selecção das linhas, e dos transístores
{
    //Activação das linhas 1 a 8
    //Activa Linha 1: Multiplexador 1 porta S1 (0,0,0) e MosFET Linha 1 (0,0,0)
    DDRB|=(1<<End1A2);
    PORTB&=~(_BV(End1A2)); // EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<End1A1);
    PORTB&=~(_BV(End1A1)); // EndA1 = 0; Coloca o pino EndA1 como output,
    DDRB|=(1<<End1A0);
    PORTB&=~(_BV(End1A0)); // EndA0 = 0; Coloca o pino EndA0 como output,
    percorreColunas();
    //Activa Linha 2: Multiplexador 1 porta S2 (0,0,1) e MosFET Linha 2 (0,0,1)
    DDRB|=(1<<End1A2);
    PORTB&=~(_BV(End1A2)); // EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<End1A1);
    PORTB&=~(_BV(End1A1)); // EndA1 = 0;
    DDRB|=(1<<End1A0);
    PORTB|=(1<<End1A0); // EndA0 = 1;
    percorreColunas();
    //Activa Linha 3: Multiplexador 1 porta S3 (0,1,0) e MosFET Linha 3 (0,1,0)
    DDRB|=(1<<End1A2);
    PORTB&=~(_BV(End1A2)); // EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<End1A1);
    PORTB|=(1<<End1A1); // EndA1 = 1;
    DDRB|=(1<<End1A0);
    PORTB&=~(_BV(End1A0)); // EndA0 = 0;
    percorreColunas();
    //Activa Linha 4: Multiplexador 1 porta S4 (0,1,1) e MosFET Linha 4 (0,1,1)
    DDRB|=(1<<End1A2);
    PORTB&=~(_BV(End1A2)); // EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<End1A1);
    PORTB|=(1<<End1A1); // EndA1 = 1;
    DDRB|=(1<<End1A0);
    PORTB|=(1<<End1A0); // EndA0 = 1;
    percorreColunas();
    //Activa Linha 5: Multiplexador 1 porta S5 (1,0,0) e MosFET Linha 5 (1,0,0)
    DDRB|=(1<<End1A2);
    PORTB|=(1<<End1A2); // EndA2 = 1;
    DDRB|=(1<<End1A1);
    PORTB&=~(_BV(End1A1)); // EndA1 = 0;

```

```

    DDRB|=(1<<End1A0);
    PORTB&=~(_BV(End1A0));//    EndA0 = 0;
    percorreColunas();
//Activa Linha 6: Multiplexador 1 porta S6 (1,0,1) e MosFET Linha 6 (1,0,1)
    DDRB|=(1<<End1A2);
    PORTB|=(1<<End1A2);//    EndA2 = 1;
    DDRB|=(1<<End1A1);
    PORTB&=~(_BV(End1A1));//    EndA1 = 0;
    DDRB|=(1<<End1A0);
    PORTB|=(1<<End1A0); //    EndA0 = 1;
    percorreColunas();
//Activa Linha 7: Multiplexador 1 porta S7 (1,1,0) e MosFET Linha 7 (1,1,0)
    DDRB|=(1<<End1A2);
    PORTB|=(1<<End1A2);//    EndA2 = 1;
    DDRB|=(1<<End1A1);
    PORTB|=(1<<End1A1); //    EndA1 = 1;
    DDRB|=(1<<End1A0);
    PORTB&=~(_BV(End1A0));//    EndA0 = 0;
    percorreColunas();
// Activa Linha 8: Multiplexador 1 porta S8 (1,1,1) e MosFET Linha 8 (1,1,1)
    DDRB|=(1<<End1A2);
    PORTB|=(1<<End1A2); //    EndA2 = 1;
    DDRB|=(1<<End1A1);
    PORTB|=(1<<End1A1); //    EndA1 = 1;
    DDRB|=(1<<End1A0);
    PORTB|=(1<<End1A0); //    EndA0 = 1;
    percorreColunas();
    ADMUX=IN2; // Activa o 2º conversor analógico digital, para receber os valores do 2º multiplexer
//Ativação das linhas 9 a 16, do segundo multiplexador referente às linhas
//Activa Linha 9: Multiplexador 11 porta S1 (0,0,0) e MosFET Linha 1 (0,0,0)
    DDRB|=(1<<End11A2);
    PORTB&=~(_BV(End11A2)); // EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<End11A1);
    PORTB&=~(_BV(End11A1)); // EndA1 = 0; Coloca o pino EndA1 como output,
    DDRB|=(1<<End11A0);
    PORTB&=~(_BV(End11A0)); // EndA0 = 0; Coloca o pino EndA0 como output,
    percorreColunas();
//Activa Linha 10: Multiplexador 1 porta S2 (0,0,1) e MosFET Linha 2 (0,0,1)
    DDRB|=(1<<End11A2);
    PORTB&=~(_BV(End11A2)); // EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<End11A1);
    PORTB&=~(_BV(End11A1)); // EndA1 = 0;
    DDRB|=(1<<End11A0);
    PORTB|=(1<<End11A0); //    EndA0 = 1;
    percorreColunas();
//Activa Linha 11: Multiplexador 1 porta S3 (0,1,0) e MosFET Linha 3 (0,1,0)
    DDRB|=(1<<End11A2);
    PORTB&=~(_BV(End11A2)); //    EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<End11A1);
    PORTB|=(1<<End11A1); //    EndA1 = 1;
    DDRB|=(1<<End11A0);
    PORTB&=~(_BV(End11A0)); // EndA0 = 0;
    percorreColunas();

//Activa Linha 12: Multiplexador 1 porta S4 (0,1,1) e MosFET Linha 4 (0,1,1)
    DDRB|=(1<<End11A2);
    PORTB&=~(_BV(End11A2));//    EndA2 = 0;
    DDRB|=(1<<End11A1);
    PORTB|=(1<<End11A1);//    EndA1 = 1;
    DDRB|=(1<<End11A0);
    PORTB|=(1<<End11A0); //    EndA0 = 1;
    percorreColunas();
//Activa Linha 13: Multiplexador 1 porta S5 (1,0,0) e MosFET Linha 5 (1,0,0)

```

```

    DDRB|=(1<<End11A2);
    PORTB|=(1<<End11A2); // EndA2 = 1;
    DDRB|=(1<<End11A1);
    PORTB&=~(_BV(End11A1)); // EndA1 = 0;
    DDRB|=(1<<End11A0);
    PORTB&=~(_BV(End11A0)); // EndA0 = 0;
    percorreColunas();
//Activa Linha 14: Multiplexador 1 porta S6 (1,0,1) e MosFET Linha 6 (1,0,1)
    DDRB|=(1<<End11A2);
    PORTB|=(1<<End11A2); // EndA2 = 1;
    DDRB|=(1<<End11A1);
    PORTB&=~(_BV(End11A1)); // EndA1 = 0;
    DDRB|=(1<<End11A0);
    PORTB|=(1<<End11A0); // EndA0 = 1;
    percorreColunas();
//Activa Linha 15: Multiplexador 1 porta S7 (1,1,0) e MosFET Linha 7 (1,1,0)
    DDRB|=(1<<End11A2);
    PORTB|=(1<<End11A2); // EndA2 = 1;
    DDRB|=(1<<End11A1);
    PORTB|=(1<<End11A1); // EndA1 = 1;
    DDRB|=(1<<End11A0);
    PORTB&=~(_BV(End11A0)); // EndA0 = 0;
    percorreColunas();
// Activa Linha 16: Multiplexador 1 porta S8 (1,1,1) e MosFET Linha 8 (1,1,1)
    DDRB|=(1<<End11A2);
    PORTB|=(1<<End11A2); // EndA2 = 1;
    DDRB|=(1<<End11A1);
    PORTB|=(1<<End11A1); // EndA1 = 1;
    DDRB|=(1<<End11A0);
    PORTB|=(1<<End11A0); // EndA0 = 1;
    percorreColunas();
    ADMUX = IN; // Muda para o ADC 1, para percorrer as colunas do 1º multiplexador
} //fim da função principal

void percorreColunas()
{
    float valorD;
    //Activa Coluna 1: Multiplexador 2 porta S1 (0,0,0)
    DDRB|=(1<<End2A2);
    PORTB&=~(_BV(End2A2)); //End2A2 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A1);
    PORTB&=~(_BV(End2A1)); // EndA1 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A0);
    PORTB&=~(_BV(End2A0)); //EndA0 = 0;
    //Envio da informação obtida do sensor
    PORTD|=_BV(OUT); //Pin a high
    printf("1 ");
    valorD = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD);
    USART_Transmit('\r'); //Executa um Enter
    //Activa Coluna 2 : Multiplexador 2 porta S2 (0,0,1)
    DDRB|=(1<<End2A2);
    PORTB&=~(_BV(End2A2)); // End2A2 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A1);
    PORTB&=~(_BV(End2A1)); // End2A1 = 0;
    DDRB|=(1<<End2A0);
    PORTB|=(1<<End2A0); // End2A0 = 1;
    //Envio da informação obtida do sensor
    PORTD&=~(_BV(OUT)); //Pin a low
    printf("2 ");
    valorD = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD);
    USART_Transmit('\r');
}

```

.....

```
//Activa a coluna 15 Multiplexador 2 porta S7 (1,1,0)
    DDRC|=(1<<End21A2);
    PORTC|=(1<<End21A2);          //      End2A2 = 1;
    DDRC|=(1<<End21A1);
    PORTC|=(1<<End21A1);//      End2A1 = 1;
    DDRA|=(1<<End21A0);
    PORTA&=~(_BV(End21A0)); // End2A0 = 0;
    PORTD|=_BV(OUT); //Pin a high
    printf("15 ");
    valorD2 = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD2);
    USART_Transmit("\r");
//Activa a coluna 16 Multiplexador 2 porta S8 (1,1,1)
    DDRC|=(1<<End21A2);
    PORTC|=(1<<End21A2);          //      End2A2 = 1;
    DDRC|=(1<<End21A1);
    PORTC|=(1<<End21A1);//      End2A1 = 1;
    DDRA|=(1<<End21A0);
    PORTA|=(1<<End21A0); //      End2A0 = 0;
    PORTD&=~(_BV(OUT)); //Pin a low
    printf("16 ");
    valorD2 = medirTensao();
    printf("%4.1f",valorD2);
    USART_Transmit("\r");

//fim da função percorreColunas
```



## Anexo G – Código Desenvolvido em *Matlab* para a Interface Gráfica do Sistema.

```
function varargout = temp2(varargin)
% TEMP2 Application M-file for temp2.fig
% FIG = TEMP2 launch temp2 GUI.
% TEMP2('callback_name', ...) invoke the named callback.
end
global matriz;
%Função Desenhar associada ao botão Actualizar referente as matrizes de temperatura
function varargout = desenhar_Callback(h, eventdata, handles, varargin)
K=get(handles.popupmenu1,'Value');
switch K
case 1
    warndlg('Escolha a dimensao da matriz','Erro','Erro');
case 2
    n=8;
case 3
    n=16;
end
if n~=1
    portaS; %Chamada da Função portaS();
    [pathstr,name,ext,versn]=fileparts('data1.txt');
    load('data1.txt');
    id=eval([name '(:,1)']);
    tensao=eval([name '(:,2)']);
    temp=eval([name '(:,3)']);
    g=0;
    for l=1:1:n
        for c=1:1:n
            g=g+1;
            matriz(l,c)=temp(g);
        end
    end
    x=1:1:n;
    y=1:1:n;
    grafico=surf(matriz);
    colorbar('peer',handles.axes1);
    shading interp;
    view(0,90)
    grid(handles.axes1,'on');
    set(handles.axes1,'XLim',[1 n]);
    set(handles.axes1,'YLim',[1 n]);
    set(handles.axes1,'layer','top');
    set(grafico,'Parent',handles.axes1)
end

%Função associada ao botao da escolha da dimensão da matriz de temperatura
function varargout = pushbutton4_Callback(h, eventdata, handles, varargin)
n=get(handles.popupmenu1,'Value');
switch n
case 1
    warndlg('Escolha a dimensao da matriz','Erro','Erro');
case 2
    n=8;
    ListaDados;
case 3
    n=16;
    ListaDados16;
end
%Função associado ao segundo botão de dimensão para a matriz de pressão
function varargout = pushbutton7_Callback(h, eventdata, handles, varargin)
```

```

global valorP
K=get(handles.popupmenu2,'Value');
switch K
case 1
    warndlg('Escolha a dimensao da matriz','Erro','Erro');
case 2
    n=8;
case 3
    n=16;
end
if n~=1
    portaS;
    [pathstr,name,ext,versn]=fileparts('data1.txt');

    load('data1.txt');
    id=eval([name '(:,1)']);
    tensao=eval([name '(:,2)']);
    temp=eval([name '(:,3)']);
    g=0;
    for l=1:1:n
        for c=1:1:n
            g=g+1;
            matriz(l,c)=temp(g);
        end
    end
    if n==16
        matrizPressao=load('pressao3.txt');
        matrizValores=load('data1.txt');
        %Efectua o cálculo de conversão do valor em tensão para valor em pressão
        matriz = (matrizPressao(:,2).*matrizValores(:,2)).^(-matrizPressao(:,3));
        norma=sqrt(((imag(matriz)).^2)+((real(matriz)).^2))
        q=1;
        for k=1:1:16
            for i=1:1:16
                if norma(q,1)==Inf
                    valorP(i,k)=0
                else
                    valorP(i,k)=norma(q,1)
                end
            end
            q=q+1;
        end
        end
        clear matriz
        end
        %%%%

        x=1:1:n;
        y=1:1:n;
        grafico=surf(matriz);
        colorbar('peer',handles.axes3);
        shading interp;
        view(0,90)
        grid (handles.axes3,'on');
        set(handles.axes3,'XLim',[1 n]);
        set(handles.axes3,'YLim',[1 n]);
        set(handles.axes1,'layer','top');
        set(grafico,'Parent',handles.axes3)
        end
        % -----
function varargout = pushbutton8_Callback(h, eventdata, handles, varargin)

global valorP

```

```

n=get(handles.popupmenu2,'Value');

switch n
case 1
    warndlg('Escolha a dimensao da matriz','Erro','Erro');
case 2
    % Esta opção foi utilizada como teste. Se n for igual a 8 mostra uma mensagem de erro, porque não
    % está disponível a matriz de pressão de 8x8.
case 3
    n=16;
    PDados16;
End

%Função que executa a ligação à porta série do computador
function portaS
s = serial('COM6') %cria objecto para ligar a porta COM6
s.InputBufferSize = 9250; % define tamanho do buffer de entrada de valores
fopen(s); % associa o objecto à porta COM6
s.RecordDetail = 'verbose';
r = rand(1)
t = strcat('Myserialfile', num2str(r), '.txt')
s.RecordName = t; % criação do ficheiro para guardar valores recebidos da porta
fprintf(s,'A') % envia pela porta a letra A, para dar inicio ao envio de dados
record(s,'on')
i=0;
j=0;
while(i<1) % Ciclo de controlo de bytes enviados
    i = s.BytesAvailable
    j=j+1;
    if(j>2000)
        fclose(s);
        'Nao recebe nada'
        break
    end
end
end
aux=fscanf(s) % lê valores da porta e guarda na variável aux
data=fopen('data1.txt','w'); %cria um novo ficheiro, para guardar valores por colunas
fprintf(data,'%s',aux);
fprintf(data,'\n');
fclose(data); % fecha o ficheiro data
record(s,'off') % fecha o ficheiro myserialfile
fclose(s) % fecha a porta COM6
end

function varargout = ListaDados(varargin)
% LISTADADOS Application M-file for ListaDados.fig
% FIG = LISTADADOS launch ListaDados GUI.
% LISTADADOS('callback_name', ...) invoke the named callback.

global matrix_tensao
global matrix_temp
p=1;
matrix=load('data1.txt');
clear matrix_temp;
for k=1:1:8
    for i=1:1:8
        matrix_tensao(i,k)=matrix(p,2);
    p=p+1;
    end
end
p=1;
for k=1:1:8

```

```

for i=1:1:8
matrix_temp(i,k)=matrix(p,3);
p=p+1;
end
end
%Linha1
set(handles.edit3,'string',num2str(matrix_temp(1,1)));
set(handles.edit4,'string',num2str(matrix_temp(2,1)));
set(handles.edit5,'string',num2str(matrix_temp(3,1)));
set(handles.edit6,'string',num2str(matrix_temp(4,1)));
set(handles.edit7,'string',num2str(matrix_temp(5,1)));
set(handles.edit8,'string',num2str(matrix_temp(6,1)));
set(handles.edit9,'string',num2str(matrix_temp(7,1)));
set(handles.edit10,'string',num2str(matrix_temp(8,1)));
%Linha2
set(handles.edit11,'string',num2str(matrix_temp(1,2)));
set(handles.edit12,'string',num2str(matrix_temp(2,2)));
set(handles.edit13,'string',num2str(matrix_temp(3,2)));
set(handles.edit14,'string',num2str(matrix_temp(4,2)));
set(handles.edit15,'string',num2str(matrix_temp(5,2)));
set(handles.edit16,'string',num2str(matrix_temp(6,2)));
set(handles.edit17,'string',num2str(matrix_temp(7,2)));
set(handles.edit18,'string',num2str(matrix_temp(8,2)));
%Linha3
set(handles.edit19,'string',num2str(matrix_temp(1,3)));
set(handles.edit20,'string',num2str(matrix_temp(2,3)));
set(handles.edit21,'string',num2str(matrix_temp(3,3)));
set(handles.edit22,'string',num2str(matrix_temp(4,3)));
set(handles.edit23,'string',num2str(matrix_temp(5,3)));
set(handles.edit24,'string',num2str(matrix_temp(6,3)));
set(handles.edit25,'string',num2str(matrix_temp(7,3)));
set(handles.edit26,'string',num2str(matrix_temp(8,3)));
%Linha4
set(handles.edit27,'string',num2str(matrix_temp(1,4)));
set(handles.edit28,'string',num2str(matrix_temp(2,4)));
set(handles.edit29,'string',num2str(matrix_temp(3,4)));
set(handles.edit30,'string',num2str(matrix_temp(4,4)));
set(handles.edit31,'string',num2str(matrix_temp(5,4)));
set(handles.edit32,'string',num2str(matrix_temp(6,4)));
set(handles.edit33,'string',num2str(matrix_temp(7,4)));
set(handles.edit34,'string',num2str(matrix_temp(8,4)));
%Linha 5
set(handles.edit35,'string',num2str(matrix_temp(1,5)));
set(handles.edit36,'string',num2str(matrix_temp(2,5)));
set(handles.edit37,'string',num2str(matrix_temp(3,5)));
set(handles.edit38,'string',num2str(matrix_temp(4,5)));
set(handles.edit39,'string',num2str(matrix_temp(5,5)));
set(handles.edit40,'string',num2str(matrix_temp(6,5)));
set(handles.edit41,'string',num2str(matrix_temp(7,5)));
set(handles.edit42,'string',num2str(matrix_temp(8,5)));
%Linha 6
set(handles.edit43,'string',num2str(matrix_temp(1,6)));
set(handles.edit44,'string',num2str(matrix_temp(2,6)));
set(handles.edit45,'string',num2str(matrix_temp(3,6)));
set(handles.edit46,'string',num2str(matrix_temp(4,6)));
set(handles.edit47,'string',num2str(matrix_temp(5,6)));
set(handles.edit48,'string',num2str(matrix_temp(6,6)));
set(handles.edit49,'string',num2str(matrix_temp(7,6)));
set(handles.edit50,'string',num2str(matrix_temp(8,6)));
%Linha 7
set(handles.edit51,'string',num2str(matrix_temp(1,7)));
set(handles.edit52,'string',num2str(matrix_temp(2,7)));
set(handles.edit53,'string',num2str(matrix_temp(3,7)));

```

```
set(handles.edit54,'string',num2str(matrix_temp(4,7)));
set(handles.edit55,'string',num2str(matrix_temp(5,7)));
set(handles.edit56,'string',num2str(matrix_temp(6,7)));
set(handles.edit57,'string',num2str(matrix_temp(7,7)));
set(handles.edit58,'string',num2str(matrix_temp(8,7)));
%Linha8
set(handles.edit59,'string',num2str(matrix_temp(1,8)));
set(handles.edit60,'string',num2str(matrix_temp(2,8)));
set(handles.edit61,'string',num2str(matrix_temp(3,8)));
set(handles.edit62,'string',num2str(matrix_temp(4,8)));
set(handles.edit63,'string',num2str(matrix_temp(5,8)));
set(handles.edit64,'string',num2str(matrix_temp(6,8)));
set(handles.edit65,'string',num2str(matrix_temp(7,8)));
set(handles.edit66,'string',num2str(matrix_temp(8,8)));
```